

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**REOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU PŘED A
PO CHIRURGICKÉM ŘEŠENÍ RUPTURY
PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU**

Diplomová práce

Vedoucí práce:
Doc. Dr. Karel Jelen, CSc.

Zpracovala:
Lucie Strážnická

PRAHA, SRPEN 2006

Abstrakt

Název:

Reologie kolenního kloubu před a po chirurgickém řešení ruptury předního zkříženého vazů

Název v anglickém jazyce:

Rheology of the Knee Joint before and after the Surgical Treatment of the Rupture of the Anterior Cruciate Ligament

Cíl práce: Shrnout a analyzovat problematiku kolenního kloubu a získané poznatky využít při detekci změn reologických vlastností kolene po ruptuře předního zkříženého vazů před operací a v průběhu rekonvalescence. Srovnání se zdravou končetinou a hodnocení změn průběhů hysterezních křivek v průběhu rekonvalescence. Navržení hodnotících parametrů pro popis stavu kolenního kloubu a jeho vývoje v průběhu rekonvalescence.

Metoda: Bylo použito několik dostupných literárních zdrojů, ze kterých byly čerpány informace pro získání teoretického přehledu o problematice kolenního kloubu. Zároveň probíhala experimentální studie, která potvrdila či vyvrátila předem dané hypotézy.

Výsledky: Výsledky poukazují na možnost detekce změn reologických vlastností kolenního kloubu po ruptuře předního zkříženého vazů. Bylo navrženo několik parametrů pro hodnocení vlastního experimentu, obecně lze ale říci, že bude ještě potřeba mnoha dalších studií, než bude zcela zřejmý výklad těchto parametrů a bude možné tyto parametry považovat za hodnotící standard. Dále je důležitá skutečnost úpravy metodiky vlastního měření, zejména standardizace polohy při měření, vliv historie předchozí zátěže apod.

Klíčová slova: kolenní kloub, chondroprotektiva, reologie, hodnotící parametry hysterezní křivky.

Lucie Strážnická, 14.8. 2006

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila pouze uvedenou literaturu.

Lucie Strážnická

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Lucie Strážnická', written in a cursive style.

Poděkování:

Ráda bych tímto poděkovala vedoucímu diplomové práce Doc. Dr. Karlu Jelenovi CSc. za jeho odborné vedení a rady k dané problematice, podnětné návrhy při zpracování této práce a za jeho trpělivost a ochotu. Také bych chtěla poděkovat Ing. Petru Kubovému za pomoc v průběhu vypracovávání experimentální části a Doc. RNDr. Antonínu Havránkovi CSc. za cenné rady v průběhu zpracovávání mé diplomové práce. A také všem dalším...

Svolení:

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena evidence vypůjčovatelů, kteří budou pramen literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení

Datum vypůjčení

Poznámka

OBSAH

OBSAH	6
1 ÚVOD	9
2 CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE	11
3 PRACOVNÍ HYPOTÉZY	12
4 METODIKA	13
5 TEORETICKÁ VÝCHODISKA	14
5. 1 Anatomické poznámky	14
5. 1. 1 Artikulující kosti	14
5. 1. 2 Stabilizátory kolenního kloubu	18
5. 1. 2. 1 Pasivní stabilizátory kolenního kloubu	18
5. 1. 2. 2 Aktivní stabilizátory kolenního kloubu	32
5. 1. 3 Cévní zásobení kolenního kloubu	35
5. 1. 4 Nervové zásobení kolenního kloubu	36
5. 2 Kineziologie dolních končetin	37
5. 3 Vyšetřování kolenního kloubu	41
5. 4 Patologie a poranění kolenního kloubu	43
5. 4. 1 Patologie kolenního kloubu	43
5. 4. 2 Poranění menisků	46
5. 4. 3 Akutní poranění vazivového aparátu	47
5. 4. 4 Chronické instability kolenního kloubu	50
5. 5 „Chondroprotektiva“	56
5. 5. 1 Symptomaticky pomalu působící léky na osteoartrózu	57
5. 5. 2 Chorobu modifikující léky pro osteoartrózu	62
5. 5. 3 Dietetické přípravky	63
5. 5. 4 „Chondroprotektiva“ budoucnosti	64
5. 6. Biomechanika kolenního kloubu	64
5. 6. 1. Struktura a chování pasivních podsystémů	64

5. 6. 1. 1	Kosti	64
5. 6. 1. 2	Šlachy a vazy	66
5. 6. 1. 3	Chrupavky	66
5. 6. 1. 4	Kloubní spojení	67
5. 6. 2	Struktura a chování kosterního svalu	67
5. 6. 2. 1	Ultrastruktura svalu (sarkomera)	68
5. 6. 2. 2	Hrubá struktura svalu, makrostruktura.....	68
5. 6. 3	Kinematika	72
5. 6. 3. 1	Flexe – extenze.....	72
5. 6. 3. 2	Rotace.....	76
5. 6. 4	Přenos tlakových sil v kloubu	78
5. 6. 5	Tribologie	79
5. 6. 6	Stabilita.....	81
5. 7.	Reologie	87
5. 7. 1	Obecně.....	87
5. 7. 2	Reologické modely	87
5. 7. 3	Reologie některých biologických látek	94
5. 7. 4	Reologie kloubního spojení.....	99
6	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	100
6. 1	Úvod	100
6. 2	Popis přístroje a jeho funkce.....	101
6. 2. 1	Metodika měření.....	103
6. 2. 2	Hysterezní křivka – reogram	105
6. 2. 3	Způsoby vyhodnocení reogramu	106
6. 3	Vlastní měření.....	107
6. 4	Diskuze výsledků.....	122
7	ZÁVĚR	125
8	SOUHRN	127
9	SUMMARY	128

10 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	129
11 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	137
12 PŘÍLOHY	138

1. ÚVOD

Ve fyzioterapii i dalších medicínských oborech se využívá mnoho vyšetřovacích metod. Některé vyšetřovací metody jako např. palpace, vyvolávají při vyšetřování reakci pacienta. Reakci, kterou vyšetřující registruje a která zákonitě vede ke zpětné vazbě s nemocným. Tato reakce umožňuje diagnostickou a zároveň terapeutickou vazbu, kterou ovšem nelze reprodukovat a registrovat pomocí technických přístrojů. Jako zdroj informací si nelze nic dokonalejšího představit, avšak právě nemožnost reprodukce je pocíťována jako závada vzhledem k „subjektivnosti“ informace. Proto jsou vyvíjeny další a další přístroje, které mají sloužit k tzv. objektivnímu vyšetřování, které je kdykoliv opakovatelné, není závislé na osobě vyšetřujícího atd. (Lewit, 2003).

Mezi objektivně měřící přístroje můžeme zařadit i reometr. Toto zařízení bylo vyvinuto v laboratoři BEZ (Biomechanika extrémních zátěží) na Katedře anatomie a biomechaniky na FTVS UK. Od doby svého vzniku prošel přístroj mnoha změnami a neustále se vyvíjí.

Aplikační možnosti přístroje jsou různé: umožňuje sledovat změny průběhu cyklu v závislosti na historii zatěžování; odporu na rychlosti; zjištění závislosti celkové mechanické impedance na úhlu flexe nebo extenze v kolenním kloubu; míru ovlivnění celkového odporu v kolenním kloubu zbytkovou deformací z předchozí zátěže (Prokešová, 2005). Vzhledem k tomu, že přístroj je neustále ještě ve fázi dalšího rozvoje, je možné, že se jeho pole působnosti bude nadále rozšiřovat.

V dosavadní historii byl reometr používán pouze pro měření zdravých jedinců. My se v této práci budeme zabývat možností uplatnění reometru jako pomocné vyšetřovací metody u pacientů s poškozeným vazivovým aparátem kolenního kloubu a případnými možnostmi jeho uplatnění pro vyšetřování jiných částí těla.

Diplomová práce obsahuje teoretickou část, kde jsou zmíněny poznatky o anatomii, patologii a biomechanice kolenního kloubu, včetně objasnění pojmu reologie. Dále zahrnuje i podkapitolu věnovanou problematice „chondroprotektiv“, neboť pacientka v průběhu experimentu užívala některé preparáty z této skupiny. Naším cílem není

zkoumat jejich vliv na reologii kolenního kloubu, ale pouze shrnout základní informace z této oblasti. Experimentální část je zaměřena na seznámení s měřícím přístrojem (reometrem), dále zde uvádíme popis metodiky vlastního měření a konečně i výsledky vlastního měření. V závěru této části pak navrhuje parametry vhodné pro vyhodocení vlastního měření a jejich diskuzi.

2. CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE

Cílem diplomové práce je posoudit změny v reologii kolenního kloubu po úraze předního zkříženého vazy, po operaci a v průběhu rekonvalescence.

Dílčí cíle:

- shrnout a analyzovat anatomické podmínky a biomechanické chování kolenního kloubu a jeho vybraných kompartmentů ve standardním pohybovém režimu,
- shrnout a analyzovat problematiku některých patologií kolenního kloubu (zvláště instabilit) a seznámit se s některými možnostmi operačních přístupů při ruptuře předního zkříženého vazy kolene,
- shrnout fakta o problematice chondroprotektiv a navrhnout postup pro prokázání jejich vlivu na reologii kolenního kloubu,
- shrnout problematiku reologie a aplikovat tyto poznatky v reologii kolenního kloubu po úraze předního zkříženého vazy, po operaci a v průběhu rekonvalescence.

3. PRACOVNÍ HYPOTÉZY

Hypotéza 1:

Průběh závislosti mechanické impedance na úhlu flexe a extenze (hysterezní křivka) zdravého a nemocného kolene se bude před operací výrazně lišit.

Hypotéza 2:

Průběh hysterezní křivky u nemocného kolene před a po operaci vykáže měřitelné změny v charakteru jejího tvaru a vlastností.

Hypotéza 3:

Ukazatele (parametry hysterezní křivky) popisující stav kolenního kloubu jako celku u operovaného kolene se budou v průběhu rekonvalescence přibližovat k hodnotám ukazatelů u zdravého kolene.

4 METODIKA

Při zpracování problému budou zpracovány literární informace a poznatky různých autorů. Dále budou využity vlastní experimentální poznatky ze sledování dynamiky závislosti mechanické impedance na úhlu flexe a extenze (hysterezní křivky) po operaci a v průběhu rekonvalescence.

Oba typy poznatků budou po analýze použity pro komplexní syntézu a výsledky budou formulovány pomocí testování předložených hypotéz.

5 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

5.1 ANATOMICKÉ POZNÁMKY

Kolenní kloub je nejsložitějším kloubem lidského těla, který má oproti ostatním velkým nosným kloubům řadu zvláštností.

Kolenní kloub lze rozdělit na kloub femorotibiální a femoropatelární, femorotibiální pak na mediální a laterální. Každý z nich je příslušným meniskem rozdělen na část femoromeniskální a meniskotibiální.

Na stavbě kloubu se podílejí artikulující kosti, kloubní pouzdro, menisky, vazy i svaly, společně označované jako stabilizátory, a dále sem patří i cévy a nervy.

5.1.1 Artikulující kosti

Artikulujícími kostmi jsou femur, tibia a patela, jejíž kloubní plochy jsou potaženy hyalinní chrupavkou.

FEMUR: Na stavbě kolenního kloubu se podílí distální konec femuru. Je tvořen oběma kondylly, stojícími v retropozici vzhledem k diafýze kosti. Ventrálně je spojuje facies patellaris a dorzálně jsou naopak odděleny fossa intercondylaris femoris.

Ventrální plocha femuru je těsně nad okrajem kloubní chrupavky prohloubena ve fovea supracondylaris, která je perforována značným počtem otvorů pro nutritivní cévy. Facies patellaris vybíhá na zevním kondylu proximálněji než na vnitřním. Rovněž okraj kloubní plochy se na každém kondylu liší. Zatímco na laterálním je přechod chrupavky v kost zcela plynulý, na mediálním vytváří chrupavka proti kosti malý schodovitý výběžek, tzv. Outerbridgeho hrbolek.

Ve svém středu je kloubní plocha pro patellu prohloubena ve vertikální žlábek, sulcus femoralis, který probíhá od horního okraje kloubní chrupavky a kaudálně je ostře zakončen předním okrajem fossa intercondylaris.

Normálně vytvořený zevní kondyl femuru promínuje zhruba o 4 až 7 mm ventrálně a tvoří pilř, o který se opírá zevní faseta patelly.

Mezi oběma kondyly femuru leží fossa intercondylaris femoris. Ventrálně je proti sulcus femoralis ohraničena ostrou horizontální hranou, která je ve svém středu prohloubena v tzv. Grantův žlábek, naléhající při plné extenzi na přední plochu předního zkříženého vazy.

Mediální plocha vnitřního kondylu femuru vybíhá v epicondylus medialis, na kterém začíná vnitřní postranní vaz. Těsně nad epikondylem leží tuberculum adductorium, na které se upíná šlacha ischiadické části m. adductor magnus. Obdobně na laterálním kondylu femuru nalezneme epicondylus lateralis, na němž začíná zevní postranní vaz. Mezi kondylem a hranou kloubní plochy kondylu leží sulcus m. poplitei pro šlachu stejnojmenného svalu.

Kondyly nejsou symetrické. Laterální stojí téměř v sagitální rovině, zatímco mediální se k němu svou ventrální částí stáčí a tvoří tak mírný oblouk otevřený konkavitou laterálně.

Kloubní chrupavka dosahuje ve středu obou kondylů i ve středu sulcus femoralis tloušťky až 3,5 mm, směrem k okrajům kloubních ploch klesá na 2 mm, nejslabší je v oblasti lineae condylopatellares.

TIBIE: Ventrální plocha proximální tibie vybíhá v mohutnou drsnatinu – tuberositas tibiae - pro úpon lig. patellae. Laterálně a proximálně od ní je další vyvýšenina – tuberositas tractus iliotibialis neboli tuberculum Gerdy, na kterém se upíná iliotibiální trakt.

Kloubní plochy tvořené horní plochou obou kondylů jsou skloněny zhruba o 10° dorzálně (retroverze). Tento stav je velmi patrný u novorozenců a malých dětí. Později se tento sklon zmenšuje. Kondyly jsou odděleny sagitálně probíhající drsnou plochou s četnými otvory pro cévy. Tato drsná plocha se zvedá v eminentia intercondylaris tibiae. Její nejvyšší body tvoří tuberculum intercondylare mediale et laterale. Ani jeden hrbolek neslouží k úponu žádné intrartikulární vazivové struktury. Výjimku tvoří dorzální okraj zevního hrboleku, na němž se upíná část zadního rohu zevního menisku.

Tvarem a variabilitou interkondylické eminence se zabývalo více autorů. Zippel (1973) uvádí, že tuberculum mediale bývá obvykle větší u 60 až 80 %

vyšetřovaných. Pouze u 8 % bývá větší hrbolek zevní. Giorgi (1956) uvádí, že tvar interkondylické eminence je závislý na existenci zkřížených vazů. Aplazie jednoho či obou hrbolků svědčí podle Giorgiho o aplazii jednoho či obou zkřížených vazů.

Ventrálně před interkondylickou vyvýšeninou leží area intercondylaris anterior, dorzálně pak menší area intercondylaris posterior. Na tyto plošky se ventrodorzálně upíná přední roh mediálního menisku, zadní roh vnitřního menisku a zadní zkřížený vaz.

Kloubní plocha mediálního kondylu tibie má oválný tvar a je delší než kruhovitá plocha laterálního kondylu tibie. Ve frontální rovině jsou konkávní obě plochy, v rovině sagitální pouze plocha mediální. Laterální kloubní plocha je ve směru předozadním konvexní.

Kloubní chrupavka je nejvyšší v centru obou artikulačních ploch (mediální 3 mm, laterální 5 mm). Směrem k periferii její tloušťka klesá až na 1 mm.

PATELLA: Sezamská kost zavzatá do šlachy m. quadriceps femoris. Má zhruba tvar trojúhelníka, jehož základna a výška jsou přibližně stejné (4 až 5 cm). Na proximálně orientovanou bazi se upíná šlacha m. quadriceps femoris. Přes drsnou, cévními otvory perforovanou ventrální plochu patelly přechází do lig. patellae povrchová část šlachy m. rectus femoris. Většinu dorzální plochy tvoří oválná facies articularis patellae. Na drsné trojúhelníkovité políčko se upíná kraniální část Hoffova tělesa.

Vlastní kloubní plocha je rozdělena vertikální hranou, tzv. crista patellae, na laterální, obvykle větší, a na mediální, obvykle menší fasetu.

Tloušťka mohutné kloubní chrupavky se v oblasti crista patellae pohybuje od 4 do 6 mm a snižuje se k okraji. Výjimku tvoří paramediální hrana, na niž je chrupavka proti okolí poněkud silnější.

Má značný význam pro funkci kolena, protože zlepšuje účinnost extenzorů kolena při jeho flekčním postavení, což je důležité při vzpřimování.

KLOUBNÍ CHRUPAVKA: Skládá se z chondrocytů a kolagenních vláken, které jsou zality do základní proteoglykanové (mukopolysacharidové) substance. V chrupavce můžeme podle orientace kolagenních vláken rozlišit tři vrstvy (Weis 1968, James 1979):

- povrchová vrstva – hustě uspořádaná vlákna probíhající paralelně s povrchem chrupavky. Tato vlákna jsou jemnější než vlákna dvou zbývajících vrstev a tvoří relativně hladký povrch.
- střední vrstva – silnější vlákna tvořící řídkou prostorovou síť, vyplněnou základní substancí a chondrocyty. Tato vrstva působí jako pružná deformační zóna, schopná absorpce kinetické energie.
- hluboká vrstva – hustě uspořádaná radiální vlákna vážou kloubní chrupavku k subchondrální kosti a eliminují působení střížných sil na kloubní povrch.

Chondrocyty povrchové vrstvy jsou relativně inaktivní proti metabolicky aktivním chondrocytům střední a hluboké vrstvy.

SPOJENÍ VAZU A KOSTI: Úponová část vazy, kterou je vaz připojen ke kosti, má typickou stavbu. Vlákná vazy přecházejí do kosti zónou vazivové chrupavky bez účasti periostu (Cooper a Misol 1970).

Paralelně probíhající vlákna vazy přecházejí do zóny vazivové chrupavky. Její buňky jsou obvykle uspořádány v několika řadách. Tzv. modrá linie, procházející téměř kolmo na vlákna vazy, označuje přechod vazivové chrupavky v chrupavku mineralizovanou. Zde je průběh kolagenních vláken nepravidelný. Chrupavčité buňky jsou řidší, větší a vícejaderné. Přechod této chrupavčité zóny do vlastní kosti závisí na průběhu vazy.

„Interpozice“ vazivové chrupavky do spojení vazy s kostí plní tyto funkce: působí jako pérovací systém při přenosu tahu z vazy na kost či obráceně, je růstovou zónou pro vaz nebo kost, působí jako bariéra při difúzi minerálních látek z kosti do vazy, a navíc je i bariérou mezi cévním systémem zásobujícím vaz a cévním systémem zásobujícím přilehlou spongiózní kost.

5. 1. 2 Stabilizátory kolenního kloubu

Stabilizátory kolenního kloubu lze dělit ze dvou hledisek: z funkčního, podle kterého se budeme dále řídit, rozeznáváme stabilizátory pasivní (statické), tj. hlavně vazy a menisky, tvar kloubních ploch, kloubní pouzdro a dynamické (aktivní), tj. svaly a jejich fascie. Z topografického hlediska rozeznáváme stabilizátory kapsulární a intrartikulární.

Nejvyšší stabilita je v extrémní extenzi, kdy je koleno „uzamčeno“. S postupující flexí se statická stabilita snižuje a začíná se uplatňovat stabilita dynamická, která umožňuje větší celkovou reaktivitu.

5. 1. 2. 1 Pasivní stabilizátory

VAZY

Zesilující vazivový aparát kolenního kloubu se skládá:

- z ligament zesilujících kloubní pouzdro.
- z nitrokloubních vazů spojujících femur s tibií a upevňujících menisky.

1) LIGAMENTA KLOUBNÍHO POUZDRA – EXTRAARTIKULÁRNÍ VAZY

Šlacha m. quadriceps femoris připojená na patelu.

Ligamentum patellae – pokračování šlachy m. quadriceps femoris od patelly na tuberositas tibiae – je hlavním terminálním úponem čtyřhlavého svalu. Povrchová část vláken vazy přichází přes ventrální plochu pately ze šlachy m. rectus femoris. Hluboká vlákna začínají přímo od apexu pately.

Retinacula patellae (mediale et laterale) – šikmé pruhy jdoucí po obou stranách pately od m. quadriceps femoris k tibii. Jsou vlastně postranní části šlachy m. quadriceps femoris. Jsou uspořádána ve třech vrstvách. Povrchovou vrstvu tvoří zesílené pruhy povrchové fascie stehna, na laterální straně mohutně zesílené jednou z úponových částí iliotibiálního traktu. Ve střední vrstvě se nacházejí longitudinální (vertikální) retinakula pately – pokračování úponových šlach m. vastus medialis et lateralis. Transverzální (horizontální) retinakula leží v nejhlubší vrstvě. Laterální retinakulum je slabší. Silnější mediální srůstá svým horním okrajem s distální částí m. vastus medialis.

Retinakula zesilují přední plochu kloubního pouzdra a brání postrannímu vybočení patelly a stabilizují ji tak v horizontálním směru. Protože táhnou koleno do extenze i při poškození pately, případně lig. patellae, považují se za tzv. přídatný extenční aparát kolenního kloubu.

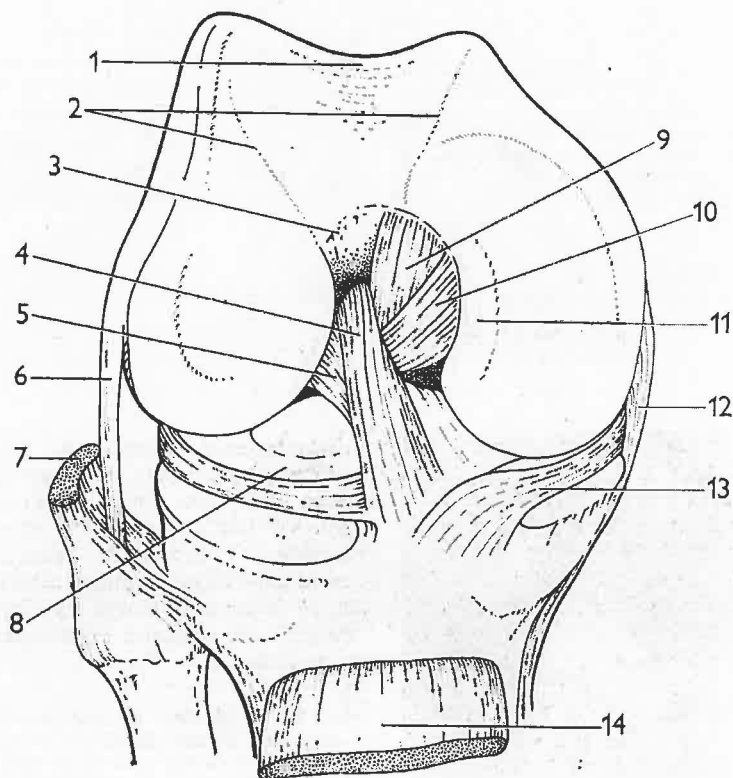
Postranní vazy – ligamentum collaterale tibiale et fibulare – jsou vazy zesilující kloubní pouzdro kolenního kloubu. Postranní vazy zajišťují stabilitu kolena při extenzi kloubu a v průběhu pohybu do částečné flexe.

Ligamentum collaterale tibiale (mediale) je nejvýznamnějším vazivovým stabilizátorem na mediální straně kloubu. Začátek vazy je na mediálním epikondylu femuru, přední dlouhá vlákna směřují distálně a lehce ventrálně. Horní zadní šikmá vlákna směřují od mediálního epikondylu femuru dorzokaudálně a upínají se na mediální kondyl tibie těsně pod kloubní štěrbinou. Do stejného místa se upínají zadní dolní šikmá vlákna, která sem přicházejí od tibiálního úponu předních vertikálních vláken. Vaz je poměrně široký, plochý a jeho zadní část pevně srůstá s pouzdem a s mediálním meniskem. Je zcela napjaté při extenzi kolena, kterou tak stabilizuje, při větší flexi ochabuje, zejména ve své přední části.

Ligamentum collaterale fibulare (laterale) – začíná vějířovitě na laterálním epikondylu femuru a upíná se na hlavičku fibuly asi 1 cm od jejího vrcholu. Vaz je ve výši kloubní štěrby oddělen od kloubního pouzdra vrstvičkou řídkého vaziva a distální úsek vazy je obehnut úponovou šlachou m. biceps femoris. Na nataženém kloubu je hmatné - směřuje distálně a mírně dorzálně. Napjaté je při extenzi a při zevní rotaci; ochabuje při větší flexi a při vnitřní rotaci.

Ligamentum popliteum obliquum se odděluje z laterální části úponové části šlachy m. semimembranosus a jde z mediální strany zdola šikmo kraniolaterálně po zadní straně pouzdra. Cévy mohou rozdělit vaz na dvě až tři části. Zesiluje fibrózní vrstvu kloubního pouzdra; tah m. semimembranosus brání prostřednictvím tohoto vazy uskřínutí kloubního pouzdra.

Obr. 5. 1 – Pohled do kloubu z ventrální strany: 1 – sulcus femoralis, 2 – lineae condylopatelares, 3 – Grantův žlábek, 4 lig. cruciatum ant. – pars anteromedialis, 5 – lig. cruciatum ant., 6 – lig. collaterale laterale, 7 – šlacha m. biceps femoris, 8 – laterální meniskus, 9 – lig. cruciatum post. – pars posteromedialis, 10 – lig. cruciatum post. – pars anterolateralis, 11 – oblast lineae semilunaris, 12 – lig. collaterale mediale, 13 – mediální meniskus, 14 – lig. patellae (Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 35).



Ligamentum popliteum arcuatum – méně významný vaz na posterolaterální straně kloubního pouzdra. Ligamentosním proužkem začíná na hrotu hlavičky lýtkové kosti, vybíhá kraniálně a dělí se na dva rozestupující se vazivové pruhy: Přední (laterální) raménko se obloukovitě stáčí k zevnímu postrannímu vazu a upíná se na femur těsně při jeho začátku. Zadní (mediální) raménko, běží po horním okraji m. popliteus a ztrácí se pod lig. popliteum obliquum. Vaz se zařazuje mezi stabilizující vazy kolenního kloubu, ale jeho význam nelze přeceňovat, často je neúplné.

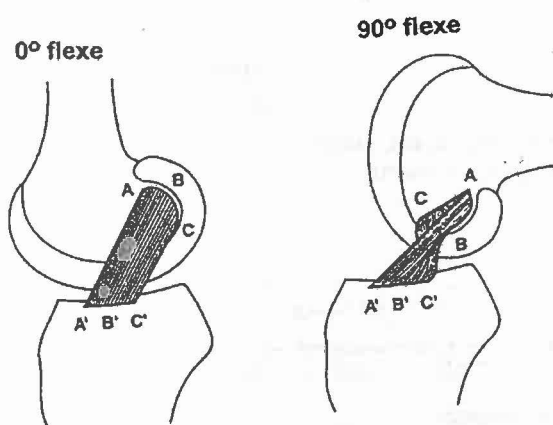
Šikmý kapsulární vaz – jsou zesílená femoromeniskální vlákna dorzální třetiny pouzdra. Probíhají od mediálního epikondylu femuru dorzokaudálně a upínají se na posteromedialní okraj vnitřního menisku a částečně až na horní okraj mediálního kondylu tibie.

Tractus iliotibialis – střed proximální části tvoří zesílená fascie m. gluteus medius. Do ní se z ventrální strany upíná m. tensor fasciae latae, dorzálně povrchové snopce m. gluteus maximus. O vlastním iliotibiálním traktu lze hovořit od úrovně velkého trochanteru. Tato

střední část, kterou tvoří zesílené snopce stehenní fascie, se distálně postupně zužuje. Střední část je v celé své délce fixována septem k linea aspera femuru.

V distální části se ventrální snopce traktu obloukovitě stáčí k patele a těsně nad její bazí bývají srostlé s m. vastus lateralis. Většina těchto snopců inzeruje na zevní stranu pately. Střední snopce pokračují přes kloubní šterbinu k tibii a upínají se těsně pod ní.

Dorzální úponové snopce inzerují těsně nad laterálním epikondylem femuru.



Obr. 5. 2 - Změny tvaru a tahu předního zkříženého vazu při extensi (vlevo) a flexi (vpravo). Anteromediální svazek (A – A') se při flexi prodlužuje a posterolaterální (C – C') se zkracuje. Svazek (B – B') podléhá různému stupni tahového zatížení. (Valenta, J.: 1997, s. 107).

II) NITROKLOUBNÍ VAZY

1. Ligamenta cruciata genus

Zkřížené vazy kolenní jsou hlavními intrartikulárními stabilizátory a lze říci, že i nejvýznamnějšími vazivovými stabilizátory kloubu vůbec. Spojují femur s tibií a zajišťují pevnost kolena, zejména při ohnutí, kdy se napínají. Oba zkřížené vazy jsou přibližně stejně dlouhé, ale zadní vaz je asi o třetinu silnější než vaz přední - je nejsilnějším vazem kolenního kloubu. Jsou tvořeny převážně kolagenním vazivem.

- **ligamentum cruciatum anterius** začíná na polokruhovitém políčku ležícím v oblasti dorzální části mediální plochy zevního kondylu femuru, směřuje kaudálně a ventromediálně a upíná se na oválné políčko v area intercondylaris anterior.

Vaz lze rozdělit na dvě části. Delší, avšak slabší anteromediální část tvoří v plné extenzi přední a horní okraj vazu. Kratší silnější část posterolaterální tvoří v plné extenzi dorzální a spodní okraj vazu. Při 90° flexi se obě části vazu ve svém středu kříží (obr. 5. 2). Omezuje posun hlezenní kosti dopředu a zabezpečuje vnitřní rotaci bérce. Je zatížen při

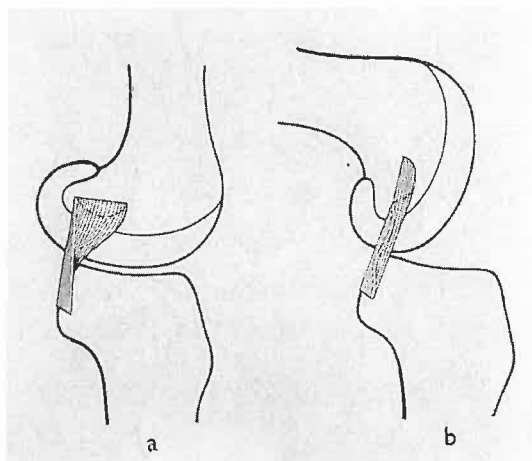
vnitřní rotaci bérce, zvláště, je-li koleno v hyperextenzi. Dynamickými synergisty ACL jsou m. semimembranosus, m. biceps femoris, skupina pes anserinus.

- **ligamentum cruciatum posterius** (obr. 5. 3) je vějířovitě rozepjato od předního okraje zevní plochy vnitřního kondylu femuru, dále směřuje kaudálně a dorzálně, upíná se v area intercondylaris posterior a úponová vlákna vazy vyzařují až na dorzální plochu tibie a zezadu kříží přední zkřížený vaz. Vaz lze opět rozdělit na dvě části: kratší silnější část posteromediální a poněkud slabší část anterolaterální. Brání posunu bérce dozadu a omezuje zevní rotaci.

Pro zábranu posunů bérce nejsou oba zkřížené vazy rozhodující. Klíčovou roli však mají pro redukci torzních (rotačních) pohybů v kolenním kloubu, kdy spolupracují s postranními vazy kloubu.

Obr. 5. 3 - Schematické uspořádání zadního zkříženého vazy (volně podle Girgie, Marshalla a Al Monajema): a) v extenzi, b) v 90° flexi (Čech, Sosna, Bartoníček: 1986, s. 38).

Dynamickými synergisty PCL jsou m. quadriceps femoris, m. gastrocnemius a m. popliteus.



2. Ligamentum transversum genus spojuje přední rohy obou menisků – začíná na horní ploše mediálního menisku a upíná se na přední okraj menisku zevního; je zabudováno v pouzdru kloubním a v tukové plicia alaris. U 10% osob chybí.

3. Ligamentum menisiofemorale posterius a lig. menisiofemorale anterius (slabší a nekonstantní) začíná na dorzálním okraji zadního rohu zevního menisku, který fixují a odtud jdou po zadní a přední straně zadního zkříženého vazy na zevní plochu vnitřního kondylu femuru.

Burri (1973) zjistil, že mezi 20° až 60° flexe jsou vazy kolenního kloubu nejméně namáhány. Mommersteeg a spol. (1997) využil kadaverní kolenní kloub a zjistil, že tlaková síla významně snižuje zatížení ACL. Při flexi 90° je ACL podstatně méně zatížen

než při extenzi. Minimální zatížení PCL se vyskytuje při flexi 30°. Vaz ACL (bez účinku dopředné síly) při flexi kolena 60°.

Biomechanická role zkřížených vazů

Přední zkřížený vaz je základní (primární) stabilizátor - z 86 % - předozadního posunu, jeho normální zatížení při chůzi je 400 - 500 N, při zátěži až 1700 N. Maximální zatížení před roztržením je udáváno v rozmezí 1730 - 2500 N. Přední zkřížený vaz je asi z poloviny tak pevný a silný jako vnitřní postranní vaz. Přední zkřížený vaz je natažen v extenzi, zadní ve flexi 30°.

Abychom byli schopni porozumět biomechanické roli zkřížených vazů, je třeba vzít v úvahu tři důležité prvky, se kterými musíme počítat. Jsou to:

1. Tloušťka vazů:

Tloušťka a objem vazů jsou přímo úměrné jejich síle a nepřímo úměrné jejich elasticitě.

2. Struktura vazů:

Pro velikost úponů nemají vlákna vazů stejnou délku, což má za následek velmi důležitou vlastnost – vlákna se při akci nezapojují současně. Stejně jako svalová vlákna, se vazivová vlákna „zaměstnávají“ během pohybu, takže výsledkem je, že síla a elasticita vazů jsou proměnlivé.

3. Velikost a směr úponu vazů:

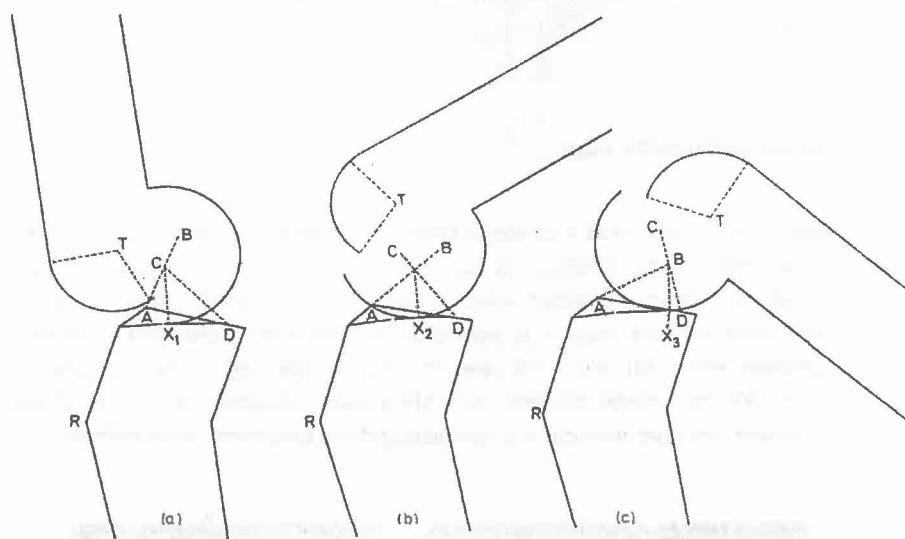
Vlákna vazů nejsou vždy uspořádána paralelně, ale jsou často stočena, protože linie, které spojují jejich úponové body, nejsou navzájem rovnoběžné, ale většinou šikmé nebo kolmé. Taktéž se mění relativní orientace úponů během pohybů, což přispívá k postupnému zapojování a změně chování vazů jako celku. Tyto změny ve směru úponů ligament se nedějí pouze v sagitální rovině, ale ve všech třech rovinách. Proto hovoříme o anteroposteriorní (předozadní), laterální a rotační stabilitě kolenního kloubu.

Předozadní stabilita

Jako celek, zkřížené vazy zajišťují předozadní stabilitu kolenního kloubu a dovolují pohyb do flexe a extenze, přičemž drží styčné plochy pohromadě.

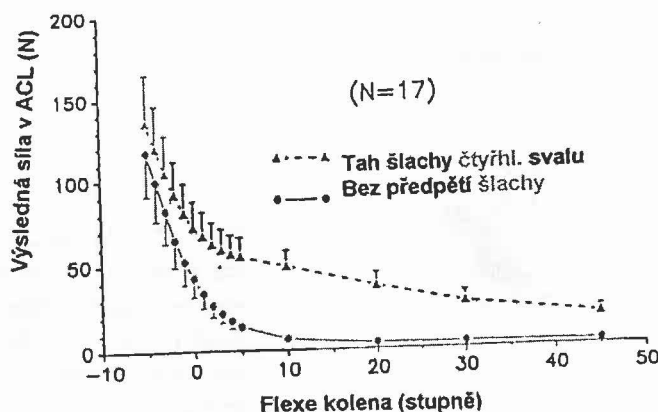
Při flexi kolena dochází k pohybu kinematického řetězce ABCD (obr. 5. 4). Obr. 5. 4b vyznačuje flexi 70°, ad (c) flexi kolena 140°. Mezi (a) a (c) pak vazba CB rotuje o 140° relativně k vazbě tibie AD. Vazby (AB) a (CD) rotují přibližně o 40° vzhledem k jejich tibiálnímu úponu (AD) a 100° vzhledem k femorálnímu úponu (BC).

Experimenty, uskutečněné na kolagenních svazcích různých vazů při jednoosém zatížení, prokazují rozdílnou odezvu, zvláště co se týče pevnosti. Průměrná mezní deformace je asi 15 %. Kolagenní svazky byly ponechány s úpony a s odpovídající částí kostní tkáně. Nejvyšší pevnost má šlacha česky. Deformace střední části předního zkříženého vazy jsou nižší než deformace v okolí úponu.



Obr. 5. 4 - Model femuru a tibie. Tibiální plató je ploché. Body kontaktu X1, X2, X3 leží na kolmici, vedené ze středu zkřížení vazů. Flexe kolena: 0°, 70° a 140°. (Valenta, J.: 1997, s. 106).

Závislost výsledné síly v předním zkříženém vazu (ACL) na pasivní extenzi kadaverozního lidského kolena jsou uvedeny na obr. 5. 5. Je rovněž zahrnut vliv předpětí (200 N) šlachy m. quadriceps. Vliv šlachy m. quadriceps prakticky vymizí v oblasti flexe 5° a hyperextenze 5° (obr. 5. 5).

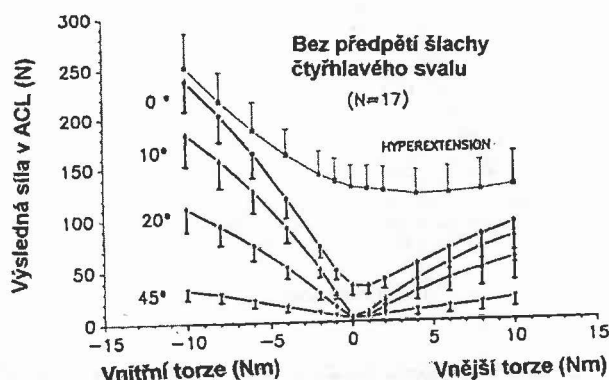


Obr. 5. 5 - Závislost výsledné síly předního zkříženého vazu (ACL) na pasivní flexi lidského kolena vůči gravitaci (plná křivka) a vůči odporu tibie, který je reprezentován tahem 200 N, charakterizující šlachou čtyřhlavého svalu - čárkovaná křivka. (Valenta, J.: 1997, s. 108).

Rotační stabilita

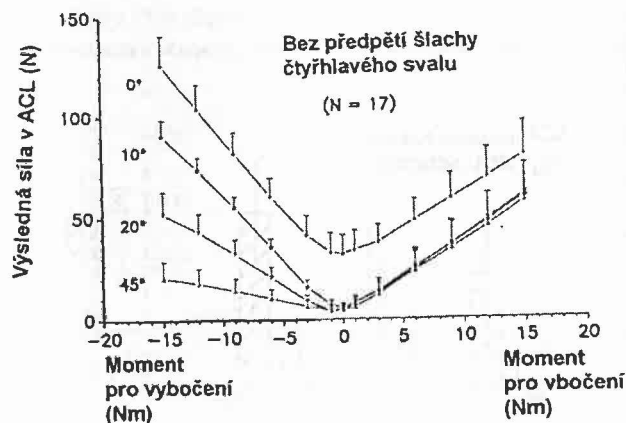
Vnitřní torze tibie vyvolává vyšší síly v ACL než vnější torze (obr. 5. 6). Při vnitřní torzi se tah m. quadriceps nijak neprojeví na velikost síly ve vazu. Při vnější torzi tibie nad 10 Nm se naopak výrazně projeví vliv předpětí m. quadriceps. Nejvyšší síly v ACL byly zaznamenány v případě, kdy koleno bylo před torzí zatíženo hyperextenzním momentem 10 Nm.

Obr. 5. 6 - Střední hodnota síly v ACL, vyvolané vnitřní a vnější torzí tibie v závislosti na flexi kolena (0°- 45°). (Valenta, J.: 1997, s. 108).



Síla od ohybového momentu, který vyvolává vbočení kolena, nezávisí na flexi kolena v rozsahu 10° až 45°. Ovšem předpětí 200 N od šlachy m. quadriceps přispívá ke zvýšení síly v ACL takto:

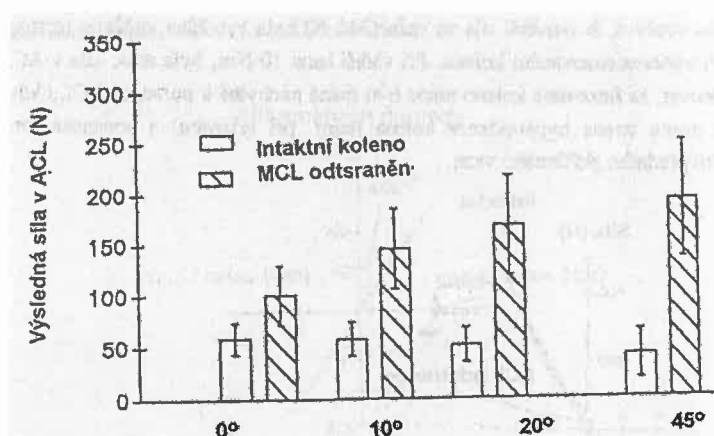
+ 41 % (0° flexe); + 100 % (10° a 20° flexe); a přibližně 50 % (45° flexe). Velké silové změny v ACL jsou při ohybovém momentu, který vyvolává vybočení kolena. Vliv předpětí 200 N na výslednou sílu v ACL je v tomto případě zanedbatelný (obr. 5. 7).



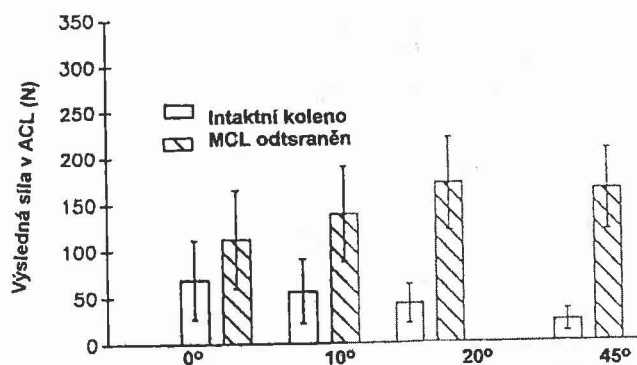
Obr. 5. 7 - Střední hodnota síly v ACL při aplikaci ohybových momentů, vyvolávajících vbočení nebo vybočení kolena, v závislosti na flexi kolena v rozsahu 0°- 45°. (Valenta, J.: 1997, s. 109).

Odstranění vnitřního postranního vazy (MCL) v podstatě neovlivňuje velikost síly v předním zkříženém vazy (ACL), vyvolané ohybovým momentem, který vybočuje koleno. Pro moment, vyvolávající vbočení kolena, odstranění MCL zvyšuje zatížení ACL (obr. 5. 8) v závislosti na zvyšující se flexi.

Obr. 5. 8 - Výsledná síla v předním zkříženém vazy (ACL) lidského kolena, vyvolaná ohybovým momentem 15 Nm prostřednictvím tibie (vbočení kolena). Je uvažováno intaktní koleno a koleno, kde byl odstraněn vnitřní postranní vaz. (Valenta, J.: 1997, s. 109).



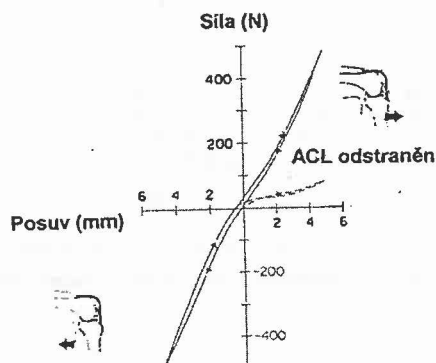
Při vnitřní torzi tibie je vliv MCL nepřesvědčivý. Při vnější torzi tibie, dochází ke zvýšení výsledné síly v ACL a to ve všech uvažovaných úhlech flexe kolena (obr. 5. 9).



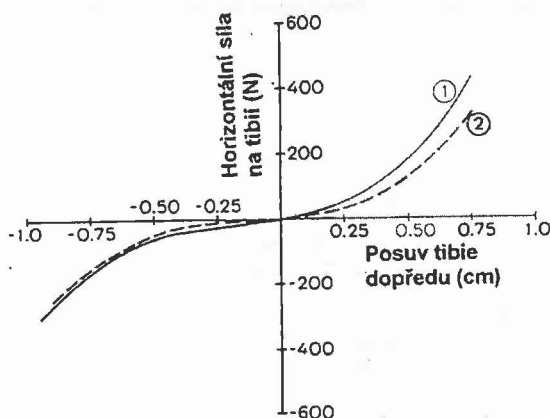
Obr. 5. 9 - Střední hodnota výsledné síly v ACL, při aplikaci vnějšího torzního momentu 10 Nm na tibii, v závislosti na flexi kolena v rozsahu 0°- 45°. (Valenta, J.: 1997, s. 110).

+/- 10 Nm, významně vzrůstá při odstranění MCL takto: + 12,6° (plná extenze); + 12,9° (10° flexe); + 15,5° (20° flexe) a + 19° (45° flexe).

Obr. 5. 10 - Typická závislost síla – předozadní posuv tibie (viz šipky) intaktního kolena a kolena s odstraněným ACL. (Valenta, J.: 1997, s. 110).



Z uvedeného vyplývá, že největší síla ve vazů (340 N) byla vyvolána vnitřním torzním momentem tibie 10 Nm, při hyperextendovaném kolenu. Při vnější torzi 10 Nm, byla maximální síla v ACL asi 305 N. Lze tedy konstatovat, že flektované koleno může být méně náchylné k poranění ACL, i když je zatíženo torzí tibie. Na druhé straně hyperextenze kolena



(např. při lyžování) a současná torze tibie jsou příčinami zranění předního zkříženého vazů.

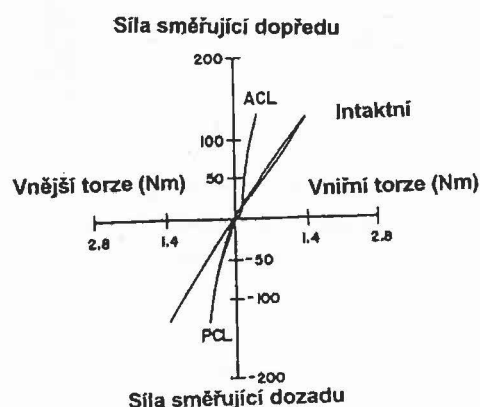
Obr. 5. 11 - Příspěvek zkřížených vazů k předozadnímu zatížení (0°flexe). 1 – intaktní koleno; 2 – koleno pouze se zkříženými vazy. (Valenta, J.: 1997, s. 111).

Na obr. 5. 10 je předložen vliv ACL na únosnost kadaverozního kolena v horizontálním směru. Při odstranění ACL tato únosnost kloubu výrazně klesá při horizontálním posuvu tibie dopředu, ale nikoliv při posuvu tibie dozadu.

Při 30° flexi a posuvu tibie dopředu, přenáší ACL asi (73 – 87 %) výsledného zatížení. Vliv zkřížených vazů na horizontální únosnost kolena (horizontální posuv tibie) je uvedena na obr. 5. 11.

Zkřížené vazy nejsou zpevňujícími prvky pro předozadní posuv tibie, ale přispívají k mechanismu řízení vnitřní a vnější rotace tibie v průběhu předozadního pohybu.

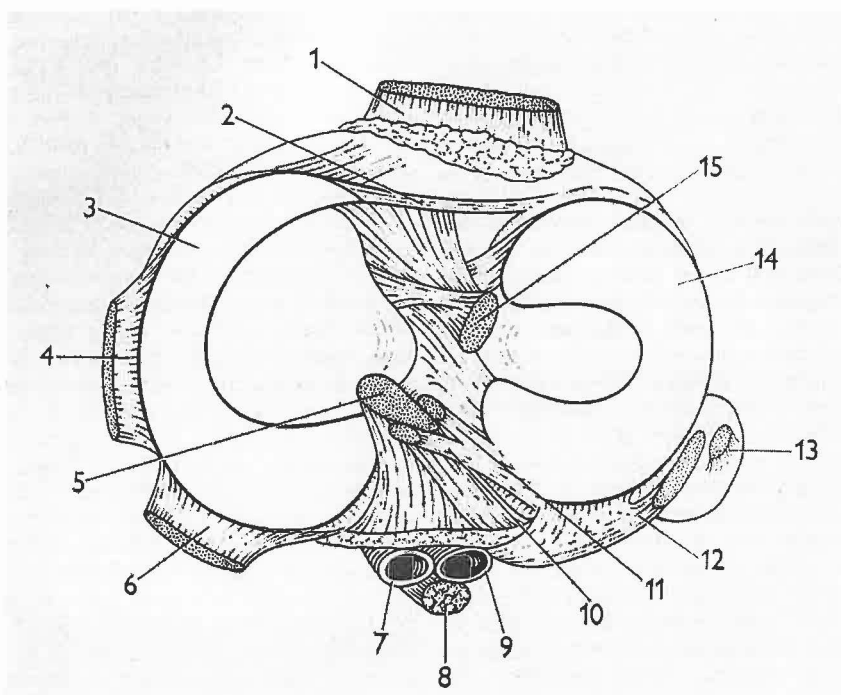
Obr. 5.12 - Torzní moment tibie, vyvolaný předozadním zatížením při 30° flexi intaktního kolena a při odstranění jednoho ze dvou zkřížených vazů ACL resp. PCL. (Valenta, J.: 1997, s. 111).



Při předozadním posuvu tibie vzniká rovněž vnitřní a vnější torzní moment (obr. 5. 12). Při odstranění jednoho ze dvou zkřížených vazů dochází k významnému snížení těchto torzních momentů.

MENISKY

Zmírňují inkongruenci obou artikulujících kostí a významně se tím podílejí na stabilitě kloubu. Lze je rozdělit na tři části: přední a zadní roh a část střední. Svou bazí jsou fixovány k pouzdru a jeho prostřednictvím i k ostatním strukturám, které pouzdro zesilují. Výjimku tvoří pouze úponové části předního a zadního rohu, které se od pouzdra mírně vzdalují.



Obr. 5. 13 – Pohled na tibiální plató: 1 – lig. patellae, 2 – lig. transversum genus, 3 – mediální meniskus, 4 – lig. collaterale mediale, 5 – lig. cruciatum posterius, 6 – šlacha m. semimembranosus, 7 – a. poplitea, 8 – n. tibialis, 9 – v. poplitea, 10 – lig. meniscofemorale post., 11 – lig. meniscofemorale ant., 12 – šlacha

m. popliteus, 13 – lig. collaterale laterale, 14 – laterální meniskus, 15 – lig. cruciatum ant. (Čech, Sosna, Bartoníček: 1986, s. 34).

Horní plocha menisků je konkávní a její zakřivení přibližně odpovídá zakřivení příslušného kondylu femuru. Spodní plocha je téměř rovná, někdy může být mírně konkávní (laterální meniskus) nebo konvexní (mediální meniskus).

Mediální meniskus: Je větší než zevní. Přední roh se upíná na malou trojúhelníkovitou plošku v area intercondylaris anterior těsně před tibiálním úponem předního zkříženého vazy, jehož vlákna často vyzařují do mediálního menisku. Část úponových vláken překračuje přes horní plochu tibie a vějířovitě vybíhá do ventrální plochy. Zadní roh se upíná do malé prohlubně v area intercondylaris posterior mezi dorzálně ležícím úponem zadního zkříženého vazy a ventrálně ležícím úponem zadního rohu laterálního menisku.

Zadní roh je spojen prostřednictvím pouzdra s ventrální úponovou šlachou m. semimembranosus. Celá oblast zadního rohu je pouzdrem fixována k zadnímu okraji vnitřního postranního vazy k šikmému kapsulárnímu vazy. Mediální meniskus nepokrývá

celou chrupavčitou plochu mediálního kondylu tibie – v jejím středu ponechává volnou, lehce miskovitě prohloubenou oválnou plochu.

Mediální meniskus je méně pohyblivý než zevní. Je to dáno celkovou stavbou mediálního femorotibiálního a navíc i způsobem fixace menisku.

Laterální meniskus: Jeho přední roh se upíná v těsné blízkosti předního zkříženého vazy, oproti mediálnímu menisku však dorzálněji. Zadní roh se upíná na dorzální okraj tuberculum laterale.

Zevní meniskus je fixován téměř jen v jednom místě, protože úpony obou rohů se skoro dotýkají. Zevní meniskus vyrovnává inkongruenci artikulujících kostí, které jsou konvexního tvaru. Podílí se tak mnohem více na stabilitě zevní části femorotibiálního kloubu než vnitřní meniskus na stabilitě části vnitřní.

SYNOVIÁLNÍ DUTINY KLOUBNÍ

Mezi synoviální dutiny kloubu řadíme vlastní kloubní dutinu a burzy v okolí kloubu. Dutina kloubní je kapilární štěrbina mezi kontaktními plochami, pouzdrem případně dalšími útvary v kloubu. Za chorobných stavů může být zaplněna krví nebo zánětlivě zmnoženou tekutinou. Velikost dutiny kloubní a kvalita synoviální tekutiny hrají významnou roli při mazání kloubních povrchů.

KLOUBNÍ POUZDRO

Dutina kolenního kloubu je největším synoviálním prostorem v lidském těle.

Kloubní dutinu lze z chirurgického hlediska rozdělit na větší ventrální část a dvě menší dorzální. Přední část je od zadních oddělena kondyly femuru a zkříženými vazy. Obě dorzální části jsou tvořeny dorzálním úsekem pouzdra a jsou od sebe odděleny zkříženými vazy. Mediální komunikuje s bursa gastrosemimembranosa, laterální s recessus popliteus. Společně s recessus suprapatellaris se podílejí na vzniku tzv. ventilového mechanismu. Při pohybech v kloubu tvoří rezervoáry, do nichž se střídavě při flexi a extenzi přesunuje synoviální tekutina.

Na kloubním pouzdru rozlišujeme zevní vazivovou membránu a vnitřní synoviální membránu. Membrána produkuje do nitra kloubu kloubní maz (synovii), což je vazká, čirá tekutina obsahující bílkovinné mukopolysacharidy a hyaluronovou kyselinu. Snižuje smykové tření a má velký význam pro výživu chrupavek. Synoviální tekutina je dialyzát z krevní plazmy s proměnlivým obsahem komplexu protein-hyaluronová kyselina. Tvoří roztok o koncentraci HA (0,5 – 2 mg/ml). Buněčný obsah synoviální tekutiny je značně variabilní. Přestup látek z a do synoviální tekutiny závisí na velikosti jejich molekul.

Vnitřní povrch je hladký a lesklý a může vybíhat v řasy nebo v drobné klky synoviální. Je bohatě zásobena cévami krevními i mízními a nervy. Reparační schopnost synoviální membrány je značná – je schopna rychle a úplně regenerovat (~ za 60 dní).

Fibózní vrstva kloubního pouzdra začíná na femuru, na přední straně se vychlipuje proximálně pod šlachou m. quadriceps femoris a vytváří variabilní záhyb recessus suprapatellaris. Nad tímto záhybem je tíhový váček – bursa suprapatellaris subtendinea, který zpravidla splývá s recessus suprapatellaris. Musculi articulares přicházejí od přední plochy femuru, upínají se do této výchlípky a zabráňují tak uskřínutí pouzdra.

Na tibii se pouzdro připojuje v těsné blízkosti kloubních ploch a připíná se k bázi středního úseku mediálního menisku. Výjimku tvoří pouze recessus popliteus a přední plocha tibie, kde úpon pouzdra sestupuje téměř k tuberositas tibiae (Čech, Sosna, Bartoníček, 1986).

Do ventrální části pouzdra je zasazena patela.

V předních partiích je kloubní pouzdro velmi slabé, na síle nabývá teprve v oblasti vnitřního postranního vazy na straně mediální a při zadním okraji iliotibiálního traktu na straně laterální. Nejsilnější je v dorzální části.

BURZY KOLENNÍHO KLOUBU

V okolí kolenního kloubu je popisováno více než 20 burz, ve kterých se může koncentrovat tekutina (výpotek). Mnoho z nich je nekonstantních a bez klinického významu.

Jsou to:

bursa suprapatellaris splývá s kloubní dutinou a vytváří tak recessus suprapatellaris.

bursae praepatellares, bursa infrapatellaris profunda oddělují jednotlivé vrstvy tkání na přední ploše kloubu.

bursa anserina odděluje pes anserinus a tibiální úpon vnitřního postranního vazů.

bursae lig. collateralis medialis inf. et sup. oddělují vaz od femoromeniskální části pouzdra (bursa sup.) a šlachy m. semimembranosus (bursa inf.).

bursa m. semimembranosi medialis sedí na horní přední úponové části šlachy stejnojmenného svalu, kaudálně se zanořuje mezi šlachou a kost.

bursa m. gastrocnemii medialis odděluje sval od dorzální části pouzdra těsně při jeho začátku.

bursa m. semimembranosi lateralis odděluje zevní okraj šlachy svalu od vnitřní okraje hlavy m. gastrocnemius.

bursa m. bicipitis femoris inferior je vsunuta mezi sval a zevní postranní vaz při jejich úponu na hlavičku fibuly.

bursa m. poplitei leží mezi zevním postranním vazem a šlachou svalu.

5. 1. 2. 2 Aktivní stabilizátory

SVALY

A) EXTENZNÍ APARÁT

M. quadriceps femoris je hlavním a vlastně jediným extenzorem kolenního kloubu, m. rectus femoris se také podílí na flexi kyčelního kloubu. Je důležitý pro chůzi, aktivuje se především při chůzi v nerovném terénu – excentrickou kontrakcí působí jako decelerátor flexe kolene v počátku stojné fáze kroku. Pomocnými svaly jsou m. tensor fasciae latae a m. gluteus maximus.

1) **m. rectus femoris** začíná jednou šlachou od spina iliaca anterior inferior, druhou pak od horního okraje acetabula. V komplexu čtyřhlavého svalu představuje poměrně samostatnou jednotku.

2) **m. vastus lateralis** začíná od labium laterale lineae asperae a vytváří zhruba 3 cm nad úrovní baze pately silnou šlachu, která se svými mediálními snopci upíná na zevní okraj pately. Laterální snopce šlachy vytvářejí retinaculum longitudinale laterale, zevní snopce svalu srůstají s tractus iliotibialis.

3) **m. vastus medialis** má mezi ostatními porcemi m. quadriceps femoris výjimečné postavení. Jeho kraniální vlákna probíhají téměř vertikálně, distální naopak vzhledem k dlouhé ose femuru v úhlu 50° až 70° a bývají označovány jako m. vastus medialis obliquus. Vlákna svalu na rozdíl od ostatních porcí dosahují až těsně k patele, kde vytvářejí krátkou silnou šlachu, upínající se nejen na bazi pately, ale i na proximální třetinu až polovinu jejího mediálního okraje. Část šlachy svalu pokračuje do mediálního longitudinálního retinakula pately.

Jednou z hlavních funkcí m. vastus medialis – hlavně jeho distální části (m. vastus medialis obliquus) je dynamická stabilizace pately, sval zabraňuje její laterální dislokaci. Během terminální fáze extenze nebyl zaznamenán nárůst jeho elektrické aktivity – je zapotřebí zvýšené síly kvadricepsu (Perry, 1986).

4) **m. vastus intermedius** je ze všech čtyř hlav nejmohtnější a leží nejhlouběji. Vytváří silnou šlachu inzerující na bazi pately, jejíž okrajové snopce srůstají s m. vastus medialis et lateralis. Z dorzální plochy svalu se odštěpují variabilní snopce, vytvářející m. articularis genus.

lig. patellae je hlavním terminálním úponem čtyřhlavého svalu. Povrchová část vláken vazů přichází přes ventrální plochu pately ze šlachy m. rectus femoris. Hluboká vlákna začínají přímo od apexu pately. Dorzální plocha je od kloubní dutiny oddělena naléhajícím Hoffovým tělesem. Těsně nad úponem na tuberositas tibiae se mezi vaz a tibií vsouvá konstantní bursa infrapatellaris profunda.

Uspořádání extenzního aparátu má značný význam nejen pro stabilitu pately, ale i pro biomechaniku femoropatelárního skloubení. Je dáno vzájemným vztahem tří hlavních prvků: m. quadriceps femoris, pately a lig. patellae. Osa tahu m. quadriceps směřuje lehce distálně a lehce mediálně, podélná osa lig. patellae směřuje distálně a mírně laterálně. Obě osy tak svírají tupý úhel otevřený zevně, který bývá označován jako „Q úhel“. Svalovému

tahu odpovídá přibližně spojnice spina iliaca anterior superior a středu čéšky. Patela má při kontrakci čtyřhlavého svalu tendenci k laterálnímu posunu (efekt napjatého luku). Struktury fixující čéšku této lateralizaci zabraňují. U mužů dosahuje velikosti 10°, u žen 15°. Hodnoty větší než 20° jsou považovány za patologické (dysbalance čtyřhlavého svalu při atrofii vnitřní hlavy čtyřhlavého svalu) - patela je tažena silou překračující možnost stabilizátorů čéšky a dochází k subluxaci ve femoropatelárním skloubení.

B) FLEXOROVÝ APARÁT

m. biceps femoris jeho úponová šlacha vniká poměrně vysoko nad kloubem z caput longum. Krátká hlava se upíná na mediální stranu této šlachy přímo svými svalovými snopci. Ventrálně je povrchová část svalu spojena stehenní povázkou s iliotibiálním traktem. Úpon svalu je na hlavičce fibuly. Část šlachy přechází z hlavičky fibuly až na laterální kondyl tibie, kde se upíná. Sval tak působí jako dynamický stabilizátor tibiofibulárního kloubu. Dlouhá hlava pak extenduje kyčelní kloub. Krátká hlava, která začíná pod kyčelním kloubem působí pouze na kolenní kloub, který flektuje. Obě hlavy flektují kolenní kloub a ohnuté bérce rotují zevně.

m. semitendinosus extenduje a addukuje v kyčelním kloubu. Flektuje a vnitřně rotuje bérce.

m. semimembranosus je hlavním dynamickým stabilizátorem na mediální straně kloubu. Začíná na tuber ischiadicum a jeho úpon patří svou členitostí mezi nejsložitější svalové úpony lidského těla. Šlacha svalu se ve výši kloubní štěrbiny oplošťuje a její centrální část se upíná na posteromediální plochu vnitřního kondylu tibie. Z centrální části šlachy se odštěpují čtyři periferní úponové porce: mediální, ventrální, distální a laterální. Z laterální části se vytváří **lig. popliteum obliquum**, které končí na zevním kondylu femuru. Funkce je stejná jako u předchozího svalu.

pes anserinus je tvořen úponovými šlachami m. sartorius, m. gracilis a m. semitendinosus. Jako jediná stabilizační struktura na mediální straně kloubu nemá přímý vztah k pouzdru. Všechny tři šlachy těsně před úponem vzájemně srůstají a vytvářejí společnou šlachu

typického tvaru, která inzeruje na mediální plochu tibie mezi tuberositas tibiae a úpon vnitřního postranního vazy.

caput mediale m. gastrocnemii zesiluje horní okraj dorzální části pouzdra. Účast na flexi kolene.

caput laterale m. gastrocnemii se podobá svému mediálnímu protějšku, výjimkou je pouze fabella – sezamská kost vyskytující se v zevním okraji laterální hlavy m. gastrocnemius těsně při jeho začátku. Obě hlavy m. gastrocnemius vytváří spolu s m. soleus m. triceps surae.

m. popliteus lze rozdělit na dvě části. Laterální, začíná mohutnou šlachou ve žlábků na laterálním kondylu femuru těsně před začátkem zevního postranního vazy. Šlacha dále probíhá mediálně a značně přitom prominuje do kloubní dutiny svou ventrální plochou. Sval se upíná na tibií v těsné blízkosti zadního okraje vnitřního postranního vazy. M. popliteus má značný stabilizační význam pro laterální část kloubu. Jeho šlacha svým průběhem zesiluje kloubní pouzdro, tonizuje lig. popliteum arcuatum a navíc dynamicky stabilizuje laterální kondyl femuru. M. popliteus uvolňuje „zámek kolena“ a je maximálně aktivizován při natažení zadního zkříženého vazy, který svým tahem vlastně chrání. Dále sval provádí flexi bérce a flektovaný bérce rotuje dovnitř.

Dalšími pomocnými svaly jsou m. gracilis, m. sartorius.

5. 1. 3 Cévní zásobení kolenního kloubu

Kolenní kloub je zevně zásoben z rete articulare genus, ležící na kloubním pouzdrě, které vytvářejí zejména tyto artérie:

- 1) a. genus descendens
- 2) aa. genus superiores (med. et lat.)
- 3) a. genus media
- 4) aa. genus inferiores (med. et lat.)
- 5) a. recurrens tibialis ant.

Vény jsou uloženy obdobně jako artérie, často zdvojeně. Mimo to probíhají v oblasti kolenního kloubu dvě povrchové žíly – v. saphena parva a magna.

Cévy vyživující zkřížené vazy přicházejí z oblasti jejich začátků a úponů. K femorálnímu začátku obou vazů přicházejí větvičky z a. genus media a stejně tak je tomu u tibiálního úponu zadního zkříženého vazů. K tibiálnímu úponu předního zkříženého vazů přicházejí cévy z Hoffova tělesa cestou plica synovialis infrapatellaris. Cévy probíhají po povrchu obou zkřížených vazů směrem ke střední části každého vazů. Přitom se rozvětvují a zanořují mezi jednotlivé vazivové snopce.

Zadní zkřížený vaz je zásobován ve svém průběhu dalšími větévkami přímo z a. poplitea či z a. genus inferior lat. et med. Obecně se tvrdí, že zadní zkřížený vaz je lépe zásoben (Pfaff 1927, Trillat 1973 a Scapinelli 1968) však s tímto tvrzením nesouhlasí.

Zkřížené vazy novorozenců a dětí mají vaskularizaci bohatší. To platí zejména o střední části předního zkříženého vazů, kde cévy anastomozují. U dospělých se tato anastomóza prokázat nedá a cévní zásobení střední části vazů je minimální. To je jeden z důvodů, proč je střední část předního zkříženého vazů považována za „kritickou“ z hlediska poranění.

Cévní zásobení menisků není rovnoměrné. Zatímco oba přední i zadní rohy jsou protkány cévami v téměř celém rozsahu, střední část obsahuje cévy pouze ve své bazální (periferní) zóně.

5. 1. 4 Nervové zásobení kolenního kloubu

Motorická inervace svalů

Svaly jsou inervovány z různých nervů plexus lumbosacralis:

n. femoralis:	m. quadriceps
	m. sartorius
n. obturatorius :	m. gracilis
n. ischiadicus:	m. semitendinosus
	m. semimembranosus
	m. biceps femoris

n. tibialis:	m. popliteus
	m. gastrocnemius
	m. plantaris

Inervace kloubu

Na senzitivní inervaci kolenního kloubu se podílejí svými větvemi n. femoralis, n. peroneus communis, n. tibialis, nekonstantně n. obturatorius, eventuelně i n. ischiadicus.

Vlastní struktury kolenního kloubu jsou bohatě senzitivně inervovány. Nejbohatší senzitivní pleteně jsou v kloubním pouzdru, včetně postranních a zkřížených vazů a v periostu vstupují do kanálků kostí spolu s cévami a inervují spongiózní kost. Nervové svazky obsahují větší počet nemyelinizovaných vláken, které vazomotoricky inervují cévy. Menší počet nemyelinizovaných vláken tvoří triádu senzitivních zakončení. Patří sem volná nervová zakončení registrující především bolest, dále jsou to Ruffiniho keříčkovitá zakončení, registrující pohyb, směr a rychlost. Opouzdřená tělíska Golgiho–Mazzoniho a Vater-Paciniho, vyskytující se pouze v periostu, jsou receptory s rychlou adaptací, citlivé na vibrace a rychlý pohyb.

Menisky obsahují senzitivní vlákna pouze ve své bazální třetině, kloubní chrupavka je postrádá úplně. Je však doslova obklíčena nervovými vlákny. Ta přicházejí z kloubního pouzdra až do oblasti přechodné zóny mezi pouzdrem a chrupavkou, ale zejména jsou to nervová vlákna v oblasti subchondrální kosti. Tím lze morfologicky vysvětlit citlivost baze kloubní chrupavky.

5. 2 KINEZIOLOGIE DOLNÍCH KONČETIN

Pohyby v kolenním kloubu

Kolenní kloub musí plnit dva protichůdné požadavky: umožnit stabilitu při současné mobilitě.

Flexe v koleně (aktivní) je možná do 120° a pasivní až do 140°. Rozsah pohybu je limitován kontaktem svalstva na zadní straně stehna a bérce, nebo dotykem paty a

gluteálního svalstva. Někdy je limitujícím faktorem rozsahu pohybu napětí m. rectus femoris.

Extenze je opačný pohyb do nulového postavení. Za toto postavení se pohyb označuje jako hyperextenze (až do 10°, maximálně 15°). Fyziologický rozsah pohybu je limitován napětím zadní části pouzdra kloubního, napětím lig. popliteum obliquum arcuatum, dále rozsah pohybu limitují ACL, ligg. cruciata genus a ligg. collateralia genus svým napětím.

Rotace (podél osy tibie) je možná zevní (asi 15° - 30°) a vnitřní (maximálně 40°). Rozsah rotací je závislý na stupni flexe. V plné extenzi jsou díky napětí téměř všech vazů takřka nemožné. Rozsah rotací se zvětšuje s postupnou flexí, a to hlavně během prvních 30° flexe. Dále se zvětšuje rozsah rotace poměrně málo. Největší rozsah rotačních pohybů je zhruba mezi 45° až 90° flexe. Údaje o rozsahu jednotlivých druhů rotací se podle autorů značně liší. Meyer (1853), Fick (1911), Lanz-Wachsmuth (1938) uvádějí rozsah 10° pro vnitřní a 42° pro zevní rotaci bérce. Ross (1932), Hallen (1965), Ruetsch a Moscher (1977) uvádějí téměř shodné hodnoty pro vnitřní (17°) a zevní rotaci (21°). Velký vliv na rozsah rotačních pohybů má i působení axiálního tlaku. Jeho působením klesá rozsah rotačních pohybů na polovinu proti kloubu nezatíženému.

Rozsah ZR bérce je určen zejména napětím vnitřního postranního vazů. Dále se podílí mediální třetina pouzdra, posteromediální část pouzdra, mediální meniskus, které však nedosahují takového stabilizačního významu. Rovněž tak zkřížené vazy – ACL se uplatňuje až v terminální fázi. Vliv PCL je minimální.

Jiná situace je při vnitřní rotaci bérce. Zde má významnou úlohu kromě laterálních kapsulárních stabilizátorů ACL, který bývá označován jako primární stabilizátor VR bérce. Je to dáno šikmým průběhem vazů ve frontální rovině. Vaz působí na zevní kondyl femuru jako „otěž“, která vodí a současně stabilizuje kondyl během VR. Významnou úlohu má také navíjení obou zkřížených vazů. Dále se podílejí zevní postranní vaz, iliotibiální trakt, posterolaterální část pouzdra a zevní meniskus.

Kloubní pouzdro je značně členité a nemá takovou schopnost stabilizovat kloub. Stabilita kolene závisí na integritě pouzdra, integritě ligg. collateralia a lig. cruciata.

Postranní kolaterální vazy – tato ligamenta se napínají při extenzi v koleni a jsou uvolněna ve flexi. Výrazně omezují extenzi v kloubu, při jejich poškození se zvětší rozsah rotace. Dále mají omezující význam zkřížené vazy – omezují flexi, extenzi a vnitřní rotaci, neomezují zevní. Při jejich ruptuře se zvětší anteroposteriorní rozsah pohybu. Insuficientní ligamentózní aparát má za následek příliš volný kolenní kloub.

Z menisků je postižen častěji laterální meniskus pro svoji fixaci na lig. collaterale tibiale.

Kolenní zámek v lehké hyperextenzi je důležitý stabilizační mechanismus, jednak daný morfologií kloubních struktur, jednak podporovaný aktivitou ischiokrurálních svalů a tractus iliotibialis, které zvyšují stabilitu a pevnost mechanického zámku ve stoji. Při „uzamčeném“ koleni není možná rotace, chceme-li koleno „odemknout“ je k tomu zapotřebí funkce m. popliteus.

Rozsah rotace v koleně stoupá s jeho vzrůstající flexí. Laterální rotace tibie relaxuje ligg. cruciata a napíná ligg. collateralia. Mediální rotace tibie napíná ligg. cruciata a relaxuje ligg. collateralia. Ligg. collateralia zabraňují rotaci kolene při jeho extenzi.

Lombardův paradox: Při vstávání např. ze sedu, kdy se extenduje koleno pomocí m. rectus femoris a mm. vasti, lze pozorovat současnou aktivaci flexorů kolene, které by měly podle zásad reciproční inervace naopak extenzi kolene bránit - je-li agonista (m. quadriceps femoris) aktivován, je jeho antagonist (tj. flexory kolene) inhibován. Zde vzniká kontrakce antagonisty, která prováděný pohyb neruší, ale stabilizuje. Obě svalové skupiny jsou dvoukloubové, takže m. rectus femoris extenduje koleno a flektuje kyčel a flexory flektují koleno a extendují kyčel. Tento mechanismus lze vysvětlit funkcí dvojice sil, která působí jednak udržování polohy, ale současně i stabilizované vedení pohybu. Dvoukloubové svaly pracují ekonomičtěji nežli svaly jednokloubové, ale dochází u nich častěji k poranění.

Z tohoto paradoxu lze soudit, že svalová činnost zdánlivých antagonistů nebo spíše partnerských dvojic se může modifikovat jejich rozdílným mechanickým průběhem, nebo přesněji podmínkami funkce. Změní-li se podmínky funkce, změní se i charakter činnosti svalové skupiny, takže ze zdánlivých antagonistů se stanou synergisté a směr pohybu je

dán převažujícím směrem síly. Vzájemné protisměrné působení obou svalů, které by se mělo odečítat, se změní ve stabilizaci funkce.

Při nocicepci v koleně se ochabnutí v oblasti m. quadriceps femoris nejdříve projevuje na m. vastus medialis. Funkce stehenní skupiny je velmi variabilní zejména ve stoji, ale i při chůzi. Závisí to pravděpodobně na tom, jak si člověk vytvořil typické pohybové programy během svého pohybového vývoje.

Při prostém stoji se m. quadriceps femoris u většiny lidí aktivuje jen velmi málo, někdy vůbec ne. Udržování stability přímého stoje je záležitostí distálnějších svalů, m. quadriceps femoris, zasahuje teprve když aktivita těchto skupin nepostačuje. U sportovců, kteří cvičí pohotovost ke kroku nebo výskoku, je aktivace m. quadriceps femoris patrná nejen ve stoji přípravném, ale i v normálním postoji. Patela fixovaná zvýšeným úsilím při normálním klidném stoji znamená nutnost zvětšit úsilí pro udržování stoje. Tento postoj je málo ekonomický, protože vedle m. quadriceps femoris se účastní posturální funkce flexory kolena.

Ke kolennímu kloubu nutno funkčně přičíst i kloubní spojení fibuly s tibií. Do této oblasti se promítají i tahy dlouhých smyček z oblasti trupu a mohou zde vyvolávat zvýšené napětí, které může působit bolest.

Napětí vazů během pohybu

Přední zkřížený vaz: V plné extenzi je napnut celý, zejména jeho posterolaterální část. Při 15° flexe začíná jeho tenze klesat a dosahuje minima zhruba mezi 30° až 40° flexe. S další flexí začíná opět narůstat, takže při 90° je zejména jeho anteromediální část silně napnuta. Zevní rotací dochází k relaxaci vazů, pouze v krajní poloze se začíná vaz trochu napínat. Vnitřní rotací se naopak ACL silně napíná.

Zadní zkřížený vaz: V plné extenzi je napnuta pouze jeho posteromediální část, která se během prvních 20° flexe relaxuje. Napínat se však začíná část anteromediální. Zhruba při 30° flexe se začíná vaz napínat jako celek a svou tenzi si udržuje během dalších fází pohybu. Rotace nemají na PCL takový vliv jako na přední, nicméně jeho tenze vrůstá s VR bérce.

Vnitřní postranní vaz: Napětí vazy jako celku se během flexe příliš nemění. Mění se pouze napětí jeho jednotlivých částí. V plné extenzi je napnuta hlavně dorzální část vazy, jejíž tenze s postupnou flexí mírně klesá. Naopak se zvyšuje tenze přední části vazy, která je nejvíce napnuta asi při 90° flexe. Při ZR bérce se vaz silně napíná, VR má účinek mnohem menší.

Zevní postranní vaz: Nejvíce je napnut v plné extenzi. S flexí jeho tenze klesá. Vnitřní i zevní rotace bérce napětí vazy mírně zvyšují.

Kloubní pouzdro: Dorzální část pouzdra je napnuta v plné extenzi, kdy působí jako významný stabilizátor. S postupnou flexí relaxuje – při ní se naopak začíná napínat ventrální část pouzdra ležící ventrálně před osou flexe. Pro stabilizaci kloubu však není významná. Při rotacích se napínají jednotlivé posteromediální a posterolaterální části pouzdra.

Kolenní kloub je nejstabilnější v plné extenzi, při níž jsou všechny hlavní vazy včetně dorzální části pouzdra nejvíce napnuty. Výjimku tvoří pouze posteromediální část PCL. Naopak jako celek jsou vazy kolenního kloubu nejméně napnuty mezi 30° až 60° flexe.

5.3 VYŠETŘOVÁNÍ KOLENNÍHO KLOUBU

Složitost kolenního kloubu z hlediska stavby i funkce se odráží i ve vlastním vyšetřování, které je mnohem obtížnější než u ostatních kloubů. Kolenní kloub může být postižen kromě traumatických lézí i řadou dalších patologických změn, které se často značně podobají.

Postup vyšetření má být sledem logicky na sebe navazujících kroků. Celkové klinické vyšetření se skládá z: anamnézy,

aspekce – zjišťujeme konfiguraci kolenního kloubu, vždy srovnáváme vzhled postižené a zdravé strany.

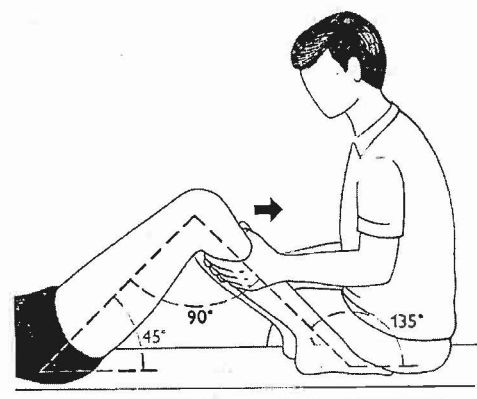
palpace – kloubní štěrbiny, kde zjišťujeme bolestivost jednak postranních vazů, jednak menisků. **Ballottement pately**, tím zjišťujeme přítomnost výpotku v kloubu. Zjištění výpotku menšího rozsahu se provádí **kompresí suprapatelárního recesu**.

vyšetření pohybu kloubu – z plné extenze do krajní flexe a rotace bérce.

provedení specifických vyšetřovacích testů a měření – k vyšetření menisků slouží

McMurrayův, dále **Apleyův**, **Payrův** příznak, **Steinmannův I. příznak**, **Steinmannův II. příznak**, **Bragardův** příznak, **Böhlerův** příznak, **Finochiettoův** příznak a také **chůze v dřepu**. Při vyšetření pevnosti postranních vazů provádíme **abdukční test** v extenzi a flexi 30° a **addukční test** v extenzi a ve flexi 30°.

Poškození předních zkřížených vazů zjišťujeme vyšetřením **předního zásuvkového příznaku** (obr. 5. 14) a **Lachmannovým** testem. Poškození zadního zkříženého vazů se vyšetřuje pomocí zadního zásuvkového příznaku.



Obr. 5. 14 - Vyšetřování předního zásuvkového příznaku (Čech, Sosna, Bartoníček: 1986, s. 97).

Testy subluxability laterálního kondylu tibie: „**Pivot shift**“ test, „**Jerk**“ test, který je opakem testu předchozího, **Slocumův** test a **Loseeho** test.

Hyperextenčně zevně rotační test je známkou posterolaterální instability – lézi ACL a posterolaterální části pouzdra, šlachy m. popliteus, lig. popliteum arcuatum a zevního postranního vazů.

Na základě informací indikujeme další pomocná vyšetření, mezi která patří RTG (nativní skiagramy, snímky v držených polohách, artrografie, event. klasická nebo počítačová tomografie), vyšetření v narkóze, diagnostická punkce, artroskopie, magnetická rezonance, ve výjimečných případech laboratorní vyšetření.

U čerstvého poranění je nezbytné zjistit přesný mechanismus poranění, intenzitu bolestí, případně její přesnější lokalizaci při úraze, schopnost zátěže ihned po poranění, rychlost vzniku otoku a vzhled kloubu po úraze.

U chronických afekcí zjišťujeme jaký byl dosavadní léčebný postup od původního úrazu, subjektivní pocity pacienta, pocity nestability, blokády, nález výpotku.

5. 4 PATOLOGIE A PORANĚNÍ KOLENNÍHO KLOUBU

Poranění se dělí z hlediska funkčního i terapeutického na poranění tzv. *měkkého kolena* – relativně velmi časté poranění vazů, pouzdra a kloubních adnex a poranění tzv. *tvrdého kolena* -poranění kostí a chrupavek.

5. 4. 1 Patologie kolenního kloubu

Genua vara – u novorozence je mírná varozita kolen fyziologická až do doby, kdy dítě začne chodit. Varozita může být dědičná, často je způsobena rachitickým onemocněním. Obvykle také vzniká u fibrózní kostní dysplazie a chondrodystrofie a po poruchách růstové ploténky distálního konce stehenní kosti. U dospělých vzniká varozita po úrazech, při těžších gonartrózách, neuropatiích a kompenzačně po nesprávně zhojených zlomeninách kostí stehenní nebo holenní s osovou úchylkou.

Genua valga – velmi častá fyziologická variace u dětí, obvykle je spojeno s plochou vbočenou nohou a valgózním postavením paty. Může také vzniknout sekundárně. U dospělých vzniká valgozita méně často jak varozita.

Blountova nemoc – je varozita proximálního konce tibie s mediální rotací. Příčinou je růstová porucha mediální části proximální epifyzy tibie. Postižení je vždy jednostranné a postihuje pouze proximální epifyzu tibie, diafýza je vždy normální.

Rekurvace kolene – u kongenitální rekurvace kolena lze koleno dítěte hyperextendovat až do 30°, současně je koleno v sublukačním postavení. Flexe je značně omezena. Sekundární rekurvace kolena nejčastěji vzniká následkem nervových poruch jako kompenzační stabilizace kolena. Chůzi s hyperextenzí vidíme u nemocných po poliomyelitidě a u spastiků. Pomáhá-li rekurvace při stabilitě a chůzi, ponecháváme ji a bylo by chybou ji odstranit.

Genu flexum u dětí je vždy sekundární, buď následkem vrozených vad nebo u myopatů a po zánětlivých afekcích.

Patella bipartita není vadou, ale variací náhodně zjištěnou na rtg, která může být považována za zlomeninu. Někdy bývá i oboustranná, na rtg vidíme česku složenou ze dvou částí.

Habituální luxace pately je kongenitální vada, častější u děvčat, objevující se mezi 5. a 15. rokem věku. Vždy jde o dislokaci laterálním směrem, buď subluxaci nebo luxaci. Laterální kondyl stehenní kosti je menší než mediální, česka je malá a obvykle výše postavená. Častěji jde o mírnější stupeň postižení, kdy k luxaci dochází občas. U nejtěžších stavů je česka trvale v luxačním postavení a koleno nelze úplně flektovat. Příznakem je občasná bolest v koleni a otok.

Vysoký stav pately bez příznaků habituální luxace je syndrom způsobený idiopatickou fibrózou v oblasti m. vastus intermedius. Koleno nelze úplně flektovat, někdy je bolest na přední straně stehna nad kolenem.

Diskový meniskus je vrozenou vadou laterálního menisku, projevujícím se obvykle až po 10. roce věku. Při flexi kolena se vybaví slyšitelné lupnutí, při pohmatu můžeme zjistit přeskočení na laterální šterbině kolenního kloubu. Kromě lupání může být bez příznaků, někdy, po námaze dojde k bolestem na laterální straně kolena. Afekci raději operujeme, protože při ponechání diskového menisku dojde po letech k vytvoření deformační artrózy kolena.

Disekující osteochondritida – vada postihující nejčastěji koleno. Dojde k malé lokalizované nekróze chrupavky a kosti subchondrálně, nejčastěji na mediálním kondylu stehenní kosti. Objevuje se od 10 let věku, často je v anamnéze úraz. Bolest se zvětšuje po námaze, někdy je malý otok nebo výpotek. Pohyb v koleni je normální, ale bývá atrofie čtyřhlavého svalu.

Semimembranózní burza se objevuje na mediální straně fossa poplitea při maximální extenzi kolena; ve flexi mizí. Pokud cysta nepůsobí obtíže ponechává se bez léčení, je-li většího rozsahu operačně se odstraňuje.

Bakerova cysta vzniká hernií kloubní dutiny do fossa poplitea. Cysta je na pohmat nebolestivá, bez zánětlivých změn. Protože je obvykle spojena s jinými afekcemi kolena, je nutno léčit základní chorobu. Je-li větších rozměrů a překáží, je lépe ji chirurgicky odstranit.

Serózní gonitís, hydrops genus je častou afekcí se subchronickým až chronickým průběhem. Po úrazu, infekci, přetížení a někdy bez zjevné příčiny dojde k otoku kolena,

bez známek akutního zánětu. Palpačně zjistíme „tanec česky“, koleno je palpačně mírně bolestivé.

Polyarthrititis – koleno je bolestivé, oteklé, teplejší než okolí. Při palpaci shledáváme ztlustění synovialis, je značná atrofie svalstva celé dolní končetiny, zejména m. quadriceps. V pozdějších stadiích jsou hrubé deformity, na počáteční zánětlivý proces navazují změny artrotické.

Gonartróza je nejčastější afekcí kolenního kloubu. Vzniká buď z přetížení, nejčastěji zvýšenou tělesnou hmotností, nebo na podkladě inkongruence kloubních ploch při genua valga či vara. Také u všech změn osy dolních končetin, po úrazech kolenního kloubu nebo nesprávně zhojených zlomeninách v oblasti dolní končetiny. Nejprve je bolest jen po únavě, námaze a po delším stání, později jsou někdy i klidové bolesti. Typická je bolest po setrvání delší dobu v určité pozici. Bolesti jsou ráno po opuštění lůžka a večer po únavě.

Koleno je deformované, zduřelé, nejsou však známky zánětu. Zpočátku nejsou pohyby omezeny, jen v krajních polohách jsou bolestivé, později dojde k omezování pohybu, zejména extenze, vznikne flekční kontraktura. Obraz se postupně zhoršuje, může dojít ke hrubým deformitám s porušením osy končetiny, vzniku četných osteofytů a volných kloubních těles.

Prepatelární burzitida je zánětlivá afekce burzy, buď infekční nebo z přetížení. Burza je zduřelá, bolestivá, kůže nad ní napnutá, rudá. Místní bolest se zvětšuje při pohybech kolena. Postupně dojde k hnisavému výpotku, je celková teplota a zduření inkuinálních uzlin. Kolenní kloub není postižen.

Burzitida z přetížení vzniká obvykle u osob, které jsou nuceny při práci delší dobu klečet. Dojde ke ztlustění stěny burzy, kůže nad ní je zhrubělá. Burza je bolestivá na pohmat a může dojít i k seróznímu výpotku.

Chondromalacie pately je vzácné onemocnění dospívajících, zejména chlapců. Postižení si stěžují na bolesti v koleně při větší námaze. Při pohybu můžeme někdy zjistit krepitaci, může také dojít k vytvoření malého hydropsu.

Nemoc Pellegriniho – Stiedova – osifikace v průběhu mediálního postranního

vazu a v úponu na stehenní kosti, může vzniknout po úraze a po přetížení. Na pohmat je zduření a bolest v oblasti proximálního úponu mediálního postranního vazy kolena. K podobné afekci může vzácněji dojít i na laterálním postranním vazy kolena.

Osgoodova – Schlatterova nemoc je apophysitis tuberositas tibiae, která je vždy benigní. Postihuje chlapce mezi 10 – 15 roky, stěžují si na bolest po námaze na přední části kolena v oblasti úponu ligamenta česky. Na tuberositas tibiae je bolestivé zduření, tuberositas sama je zvětšena. Bolest se zhorší při extendování kolenního kloubu proti odporu. Funkce kolene není postižena.

5. 4. 2 Poranění menisků

Poranění menisků je nejčastějším poraněním „měkkého“ kolena, dochází k němu nejčastěji mezi 20. a 30. rokem věku. Mnohem častěji bývá poraněn meniskus vnitřní než zevní. Je to dáno tvarem vnitřního menisku, způsobem jeho fixace k pouzdru a k vnitřnímu postrannímu vazy. Muži jsou postiženi častěji než ženy.

Nejčastější příčinou poranění bývá násilná rotace bérce se současnou kompresí kloubních ploch, dále prudká násilná flexe, při níž může dojít k poranění zadního rohu. Nezřídka dochází k poranění menisků při komplexních poraněních vazivového aparátu kolenního kloubu nebo následkem přetrvávající instability kloubu. Při degenerativních změnách na meniscích, podmíněných základním onemocněním, dochází k roztržení menisku často bez jakéhokoliv úrazu, v úvahu musíme vzít i sekundární degenerativní změny nastupující po primárním úrazu.

Podle současných zásad se snažíme pokud možno menisky zachovat. Optimální doba pro jejich přišíití je bezprostředně po úrazu, protože již za 3 týdny se rozbíhá degenerativní proces.

Typické pro poranění menisků je vznik blokády – při špatném kroku se koleno zasekne tak, že je z flexe nelze extendovat; omezení pohybu, pocit přeskokování v kloubu a opakované výpotky. Palpační bolestivost v průběhu kloubní štěrbiny. Nejčastější úchylkou je atrofie čtyřhlavého svalu.

5. 4. 3 Akutní poranění vazivového aparátu

Poranění vznikají převážně nepřímým mechanismem. Poškozen bývá vazivový aparát, měkké tkáně kryjící kloub a v neposlední řadě i kloubní plochy, zejména jejich chrupavčitý kryt.

Bolestivost není vždy výrazná, často nastupuje až později a mnohdy téměř neomezuje v chůzi. Místní bolestivost bývá téměř vždy u poranění postranních vazů a pouzdra, zejména jeho dorzální části; lokalizovaná bolest bývá bezprostřední po úrazu, později s nástupem otoku a bolestivé svalové kontraktury je již těžko definovatelná.

Otok v místě poranění bývá při poranění povrchových vazivových struktur, tzn. postranních vazů a pouzdra.

Náplň kloubu (hemartros), která vznikne bezprostředně po úrazu, je většinou zapříčiněna roztržením předního zkříženého vazů .

TYPY PORANĚNÍ VAZIVOVÉHO APARÁTU

Podle dosavadních zkušeností i experimentálních prací kloubní vaz může být při své funkci natažen o 5 % své délky, aniž dojde k jeho poškození. U mladých jedinců je elasticita o něco větší než u starších. Po překročení této hranice dochází ke škodám na vazů, jejichž rozsah závisí na několika faktorech (délka prodloužení během násilí, rychlost a délka působení tohoto násilí, poloha kloubu při poranění a schopnost ostatních struktur část tohoto násilí snížit). Všeobecně se uznává, že přetažení vazů o 30 % jeho délky způsobí jeho roztržení.

Přetažení (distenze) vazů – při překročení hranice elasticity vazů (více než 5 % jeho délky). Vzniká mikroskopické poškození vazů, jeho kolagenní vlákna jsou přetažena, lze najít drobné hematomy. Makroskopicky nejsou na vazů podstatné změny – může být o něco volnější s drobnými hemoragickými petechiemi. Z terapeutického hlediska je plný předpoklad pro restitutio ad integrum, většinou není zapotřebí ani krátká imobilizace.

Částečná ruptura vazů – kontinuita vazů není přerušena. V průběhu vazů nalezneme přetržené snopce vazů, hematomy a edematózní prosáknutí vazů, který je

většinou prodloužen a jeho pevnost je výrazně snížena. Léčení vyžaduje klid, tzn. sádrovou fixaci.

Úplná ruptura vazů – jeho kontinuita je zcela přerušena a kromě roztržení dochází k dalším drobnějším poškozením a rozvláknění. V několika dnech dojde ke zkrácení konců vazů, které se navíc často dislokují.

KLASIFIKACE KOMPLEXNÍCH PORANĚNÍ VAZIVOVÉHO APARÁTU

Většinu akutních poranění vazivového aparátu kolenního kloubu můžeme zařadit do dvou velkých skupin:

I. Při úrazu jsou nejdříve poškozeny kapsulární stabilizátory a teprve při určitém rozsahu jejich poškození může v další fázi dojít k poranění zkřížených vazů, za současného zvětšení léze kapsulárních vazů.

Instability s primární lézí kapsulárních stabilizátorů:

1. Mediální instability (abdukčně-zevně rotační).

K poranění dochází působením kombinace abdukce a zevní rotace bérce při současně flexi kloubu v různém stupni.

První stupeň: Dochází k poškození mediálních kapsulárních struktur. Je roztržen vnitřní postranní vaz. Trhlina v pouzdru se šíří v oblasti vnitřního postranního vazů současně ventrálně i dorzálně a působením dalšího násilí dochází k poranění mediálního menisku.

Druhý stupeň: Vlivem dalšího násilí dochází k poškození jednoho z obou zkřížených vazů za současné léze dalších mediálních kapsulárních struktur. Podle toho, který ze zkřížených vazů je poškozen, rozlišujeme dvě varianty druhého stupně instability: anteromediální a posteromediální instabilitu.

Třetí stupeň: Vzniká zejména působením velkého přímého násilí na extendovaný kloub ze zevní strany (přímá mediální instabilita). Dochází k roztržení všech mediálních kapsulárních stabilizátorů od lig. patellae až k oblasti posterolaterální části pouzdra. Roztrženy jsou oba zkřížené vazy, může dojít k rozdrčení laterálního menisku; samozřejmě bývá poškozen i meniskus mediální.

2. Laterální instability (addukčně-rotací)

Jsou vzácné, jako příčina jsou uváděny zejména násilná addukce, sdružená se zevní či vnitřní rotací bérce a přímé mediální násilí.

První stupeň: Jsou poškozeny kapsulární struktury. Příčinou vzniku je nejčastěji násilná addukce bérce spojená s jeho vnitřní rotací při lehké flexi kolenního kloubu. Dojde k poranění zevního postranního vazů a přilehlé části kloubního pouzdra, jehož trhliny může zasahovat až do lig. popliteum arcuatum. Může být poškozena šlacha m. popliteus. Současně s roztržením pouzdra může být odtržen zevní meniskus.

Druhý stupeň: Zde vniká anterolaterální instabilita následkem většího poškození kapsulárních struktur a roztržení postranního vazů, včetně poranění předních zkřížených vazů a zevního menisku. Z kapsulárních struktur je poškozen často tractus iliotibialis, vždy kloubní pouzdro včetně lig. popliteum arcuatum a šlacha m. popliteus. Šlacha m. biceps femoris může být odtržena i s částí hlavičky fibuly. Někdy dochází i k natržení caput laterale m. gastrocnemii.

Třetí stupeň: K poškození dochází působením přímého násilí, obvykle na vnitřní stranu kloubu v plné extenzi (přímá laterální instabilita). Kromě roztržení všech laterálních kapsulárních stabilizátorů, včetně caput laterale m. gastrocnemii, jsou roztrženy oba zkřížené vazy. Kromě zevního menisku může být poškozen i meniskus vnitřní. Toto poranění je jedním z nejzávažnějších poranění kloubu.

3. Hyperextenzní instability (genu recurvatum)

Poměrně vzácná poranění, ale svými důsledky patří k nejtěžším. K těmto lézím dochází při přímém hyperextenzním násilí, nebo spolu s přidruženým násilím působícím ve směru addukce nebo abdukce.

Přímé hyperextenzní poranění: Násilí působí přímo na přední plochu kloubu či bérce. Kromě léze dorzální části pouzdra, předního a zadního zkříženého vazů může dojít k distenzi či částečné ruptuře postranních vazů, navíc mohou být poraněny oba menisky. Při hyperextenzi (zhruba ve 30°) dochází k roztrhnutí dorzální části pouzdra, trhá se přední zkřížený vaz. Při dalším násilí praská zadní zkřížený vaz.

Hyperextenzní poranění spojené s varózním násilím: Násilí působí na anteromediální plochu kloubu či bérce. Dochází k násilné hyperextenzi a addukci. Poškozen je posterolaterální kapsulární komplex (lig. popliteum arcuatum, šlacha m. popliteus), zevní postranní vaz a přední zkřížený vaz. Mediální polovina dorzální části pouzdra je pouze distendována.

Hyperextenzní poranění sdružené s valgózním násilím: Násilí působí na anterolaterální plochu kloubu či bérce, dochází k násilné abdukci bérce. Poškozena je posteromediální část pouzdra, vnitřní postranní vaz a přední zkřížený vaz. Posterolaterální část pouzdra je distendována, stejně tak i postranní vaz, který může být zcela přetržen.

II. V této skupině dochází nejdříve k poškození zkřížených vazů.

1. Izolované léze předního zkříženého vazů

K lézi vazů dochází nepřímým mechanismem násilnou vnitřní rotací bérce během terminální fáze extenze kloubu. Kromě poškození ACL vzniká distenze dorzální části pouzdra, což se projeví hemoragiemi v pouzdru. Současně může dojít k odtržení obou menisků v oblasti jejich zadních rohů.

2. Izolované léze zadního zkříženého vazů

Vznikají působením přímého násilí na přední plochu kloubu ve flexi (obvykle kolem 90°). Typickým příkladem je zranění způsobené nárazem o palubní desku. Při pokračujícím násilí dojde k roztržení dorzální části pouzdra, včetně distenze šlachy m. popliteus.

5. 4. 4 Chronické instability kolenního kloubu

Dynamicky se rozvíjející stav, který je výrazem závažné insuficience jednoho nebo obou zkřížených vazů a kapsulárních struktur, zejména postranních vazů. Podkladem každé chronické instability je instabilita akutní, která nebyla léčena nebo byla léčena špatně. V zásadě se klinický obraz vyvíjí dvěma možnými cestami:

- okamžitý přechod v instabilitu: zátěž končetiny je od počátku nemožná, obtíže přibývají a projevují se příznaky instability.

- plíživý přechod v instabilitu: zátěž končetiny je možná a potíže jsou minimální nebo dokonce žádné. Může dojít k úplnému zhojení, většinou však obtíže přibývají a objevují se klinické příznaky instability, které se zhoršují. Stav plynule přechází v rozvinutou chronickou instabilitu.

Z hlediska vlastní patofyziologie rozvoje obrazu chronické instability je nutno zvažovat tyto faktory: zbytková léze, abnormální volnost kloubu, reflexní svalová atrofie, snížení aktivní stability kloubu, přetížení a insuficience vazivových stabilizátorů, rozvoj artrotických změn. O vzniku chronické instability lze hovořit až po 6 měsících po skončení rehabilitace.

TYPY CHRONICKÝCH INSTABILIT

I) Instabilita vzniklá z poškození předního zkříženého vazů

Klinický obraz: abnormální ventrální posun tibie, velké subjektivní obtíže (giving way fenomén, selhávání kolena, neschopnost běhu s bržděním nebo akcelerací), sekundární příznaky (výpotky, „meniskové“ příznaky, při nichž nelze rozlišit vždy rozlišit blokádu způsobenou lézí menisku od „giving way“ fenomenu), časný nástup adaptačních i artrotických změn kloubních chrupavky a subchondrální kosti.

II) Instabilita vzniklá z poškození zadního zkříženého vazů

Klinické příznaky: abnormální posun tibie proti femuru při vyšetření; občas snížená schopnost brždění při běhu a potíže při chůzi ze schodů; časně postižení femoropatelárního kloubu artrózou (chondropatie z přetížení a změn biomechaniky kloubu).

III) Instabilita vzniklá z poškození obou zkřížených vazů

Klinické příznaky: ventrální i dorzální posun tibie proti femuru při vyšetření; různý stupeň virózní i valgózní viklavosti; silné omezení schopnosti chůze – někdy nemožnost chůze bez použití bandáže; velké subjektivní potíže.

Větší potíže působí pacientům chybění předního zkříženého vazů. Při lézích zadního zkříženého vazů jsou pacienti schopni tuto instabilitu kompenzovat. Pro rozvoj instability má svou úlohu i typ konstituce pacienta a vrozená laxita vazivového aparátu.

INTRAARTIKULÁRNÍ NÁHRADY ZKŘÍŽENÝCH VAZŮ

U lézí ACL jsou jedinou kauzální léčbou chronických instabilit.

Rekonstrukce předního zkříženého vazů

Intraartikulární výkony dělíme z hlediska zavedení transplantátu na anatomické (přesně respektují anatomický průběh vazů – Harnach 1976, Marshall 1979 a další) a neanatomické (průběh transplantátu neodpovídá přesně původnímu průběhu vazů, což se projeví negativně i na funkci kloubu – Wittek 1935, Jones 1963, 1970, Zeman 1985). Zvláštní druh neanatomických náhrad tvoří náhrady dynamické. Štěp tvořený částí iliotibiálního traktu či šlachou spojenou se svalem nemá pevné ukotvení ve femuru, takže dochází k určitému translačnímu pohybu tibie v závislosti na stupni flexe a napětí příslušné struktury užitá k náhradě (Lindemann 1950, Insall 1981).

Přechod mezi oběma skupinami výkonů tvoří metoda rekonstrukce „over the top“. Při tomto způsobu se nevrátá kondyl femuru, ale jeho štěp se zavádí přes jeho vrchol, tedy v těsné blízkosti anatomického začátku vazů, potom se štěp fixuje k femuru (Mc Intosh 1976).

Další autoři část štěpu protahují kanálem ve femuru, část vedou „over the top“ (W. Müller 1977, 1982).

Jednotlivé druhy náhrad ACL:

Náhrada z lig. patellae: štěpy představují nejpevnější (střední třetina lig. patellae je o třetinu pevnější než ACL) materiál k rekonstrukcím.

První, kdo použil lig. patellae k náhradě ACL, byl Wittek (1935). Použil mediální třetinu lig. patellae, kterou po protažení kanálem v tibii našil na femorální začátek PCL. První anatomickou rekonstrukci provedl Campbell (1939) – použil rovněž mediální třetinu vazů i s částí šlachy m. rectus femoris a m. vastus medialis, štěp protáhl tak, že obnovil původní průběh vazů.

Jones (1963, 1970) použil střední třetinu vazů včetně částí šlachy m. rectus femoris. Nevrtal však tibii a nerespektoval femorální začátek vazů. Jonesovu metodu modifikoval u nás Harnach (1976), který provádí anatomickou rekonstrukci vazů.

Brückner odebíral střední třetinu lig. patellae jako volný štěp s kostním bločkem z tibie a pately, což umožnilo lepší vrtání a vhojení štěpů. Respektoval anatomický průběh vazů.

Náhrady z iliotibiálního traktu: jako první použil Hey-Groves a jako první na světě provedl náhradu ACL tímto materiálem (1917, 1920). Odebral pruh o rozměrech 1,5 x 8,0 palců, který protáhl femurem a tibií zhruba v původním průběhu ACL, eventuálně volným koncem zesílil vnitřní postranní vaz.

Mc Intosh (1976) použil pruhu z traktu k primární podpůrné plastice přetrženého zkříženého vazů metodou „over the top“. Další tzv. dynamickou náhradu popsal Insall a spol (1981). Princip operace záleží v uvolnění širokého pruhu tractus iliotibialis (3 cm) s kostním bločkem v místě úponu na tuberculum Gerdy. Po protažení zadní části pouzdra je bloček reinzerován v oblasti area intercondylaris ant. tibiae. Nevýhodou metody je mimo jiné značné zeslabení laterálních kapsulárních stabilizátorů.

Šlachy m. gracilis použil k dynamické náhradě vazů Lindemann (1950). Šlachy uvolnil od úponu na tibií a po protažení dorzální části pouzdra do prostoru fossa intercondylaris femoris ji fixoval do místa původního tibiálního úponu vazů.

Náhradu ze šlachy m. rectus femoris poprvé popsal Harnach (1978). Odebírá střední část šlachy i s kostním bločkem z pately. Po vyvrtání kanálů ve femuru a tibií protahuje štěp tak, že bloček zůstává fixován v kostním kanálu na femuru.

Náhrady pomocí menisku: Meniskus je materiálem, který většina současných autorů zavrhl. Práce ukazují, že pro plnou a funkční náhradu tento materiál nestačí. Zdravý meniskus je totiž příliš důležitá struktura pro funkci kloubu, než aby byl použit pro náhradu vazů; poraněný meniskus nemá náležitou pevnost (Čech, Sosna, Bartoníček 1986)

OBEČNÉ PRINCIPY NÁHRADY PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU

Jednotlivé rekonstrukční postupy u anatomických náhrad mají z hlediska anatomické a biomechanické stavby ACL některé společné principy.

I. *Nutnost respektovat anatomický průběh vazů* – napětí vazů není v různých fázích pohybu podstatně ovlivněno místem úponu na tibií, ale je zásadním způsobem ovlivněno typem inzerce na femuru. Je-li kanál ve femuru vyvrtán příliš ventrálně, extenze kolena pak způsobuje značnou relaxaci vazů. Pokud vaz tonizujeme v postavení blízkém extenzi, dochází pak při flexi k jeho extrémnímu namáhání a často k rupturám. Je-li inzerovaný štěp velmi pevný, pak je omezena flexe kloubu. Jen absolutní přesnost zakotvení transplantátu ve femuru v anatomickém odstupu vazů zajistí izometrické napětí vazů v průběhu všech fází pohybu.

II. *správná tonizace štěpu a jeho fixace* – provádíme zhruba ve 30° flexe kloubu, kdy současně tlačíme tibií co nejdorzálněji. K fixaci štěpu lze použít stehu, drátku, šroubku s podložkou i Kirschnerových drátů.

III. *zajištění revaskularizace potřebné k remodelaci štěpu* – zdrojem novotvořených cév jsou zbytky synoviálních obalů původního vazů a Hoffovo těleso. Plná revaskularizace štěpu trvá řadu měsíců a definitivní přestavbu můžeme očekávat za 1 rok.

IV. *správně vedené pooperační ošetření a rehabilitace* – kloub fixujeme přibližně ve 30° až 40° flexe, přičemž sádra sahá od třísla až po prsty (omezení rotace bérce). Délka fixace se pohybuje od 5 do 8 týdnů. Během imobilizace dovolujeme šetrné izometrické cvičení stehenního svalstva, vhodná je elektrostimulace (Čech, Sosna, Bartoníček, 1986).

V posledních letech se rozšířilo použití tzv. funkčního sádrového obvazu. Delší imobilizace má negativní vliv na kloubní chrupavku, dochází k atrofii i zdravých vazů, subchondrální kosti i kolemkloubních svalů. Určitý limitovaný pohyb má pozitivní vliv nejen na tyto struktury, ale i na přestavbu vlastního štěpu.

Při sejmutí sádry (tedy po 6 až 8 týdnech) je výhodné zahájit rehabilitaci pod dozorem operátora. Chybou je intenzivní rehabilitace m. quadriceps femoris, který je dynamickým antagonistou ACL. Naopak je nutno posilovat flexory kolenního kloubu, které jsou dynamickými synergisty vazů. Nesnažíme se o co nejrychlejší obnovení rozsahu pohybů,

největší chybou je provádění násilných redresů, které mohou vést nejen k ruptuře štěpu, ale i zdravých, imobilizací zeslabených vazů. Optimum je, když na konci 3. měsíce po operaci má pacient rozsah pohybů od 0° do 90° flexe. Po sejmutí sádry chodí pacient o berlích a postupně zvětšuje zátěž; výhodné je plavání a jízda na kole. Plnou zátěž povolujeme až po 1 roce.

U Insallový operace je postup pooperační péče jiný. Pacientovi se neaplikuje sádrový obvaz, ale přikládá se jen měkký kompresní obvaz podle R. Jonese. Pacient začíná brzy cvičit extenzi kolen, záhy připojuje cvičení abdukce kyčle proto, aby tonizace iliotibiálního traktu byla dobrá. Cvičení rozsahu hybnosti začne po zhojení rány.

Rekonstrukce zadního zkříženého vazů

Indikace k operačnímu řešení těchto instabilit jsou poměrně velmi řídké. Mnoho pacientů postižených poúrazovou insuficiencí PCL je schopno se na instabilitu adaptovat.

Zadní instability se projevují nejčastěji ve dvou klinických formách: jako čistá zadní instabilita (mechanismus úrazu typu „dash board injury“ = úraz palubní desky) a jako instabilita posterolaterální (následek neléčené nebo špatně léčené akutní laterální instability s lézí PCL).

Anatomická náhrada zadního zkříženého vazů – první náhradu PCL provedl Hey-Groves (1917). K náhradě užíval šlachy m. semitendinosus a m. gracilis. Jsou popsány i jiné typy náhrady, např. šlachou m. popliteus, laterálním meniskem či dokonce šlachou m. semimembranosus.

Kromě statických náhrad se občas používají i náhrady dynamické.

Pro kteroukoliv z náhrad PCL je pro časné pooperační období nezbytné zabezpečit správnou polohu tibie proti femuru a zamezit dorzálnímu posunu tibie. Bývá doporučována fixace Steinmannovým hřebem inkorporovaným do sádrového obvazu. Při operačním ošetření kromě uvedené fixace imobilizujeme končetinu nejméně na 6 týdnů a pak zahajujeme časnou rehabilitaci s důrazem na posilovací cvičení m. quadriceps femoris.

Uvedené intraartikulární rekonstrukce doplňujeme v některých případech i výkony na kapsulárních stabilizátorech. Problémem zůstávají chronické instability, kdy došlo k poškození obou zkřížených vazů. Většina autorů doporučuje rekonstrukci alespoň ACL.

5.5 „CHONDROPROTEKTIVA“

Výraz „chondroprotektiva“ byl zaveden zhruba před 40 lety, dříve tak byla označována léčiva užívaná pro terapii osteoartrózy. Byla pokládána za pomocná léčiva a užívala se v kombinaci se symptomatickou terapií. Léčebné účinky „chondroprotektiv“ však nebyly dostatečně prokázány, jednalo se o problematickou skupinu léčiv s diskutovanou účinností.

Od „chondroprotektiv“ se očekává, že zamezí degradaci kloubní chrupavky a podpoří reparativní pochody v této kloubní tkáni. Koncepce použití „chondroprotektiv“ má některé slabiny - první spočívá v tom, že se farmakologicky zaměřuje pouze na chrupavku a pomíjí jiné tkáně. „Chondroprotektiva“ v klinických studiích mají překvapivě rychle nastupující účinek na syndrom bolesti, výsledkem léčby je i zlepšení funkční kapacity nemocného (Trnavský, 1994).

Osteoartróza je degenerativní postižení kloubů. Patří mezi nejčastěji se vyskytující onemocnění kloubů. Osteoartróza je charakterizována patologickou ztrátou chrupavky, remodelací a hypertrofií kostí, subchondrální kostní sklerózou a tvorbou kostních cyst. Může se vyvinout v důsledku velmi různých patologických podnětů, např. při nadměrném zatěžování daného kloubu, po úrazech, u kongenitální luxace, ale i při porušeném metabolismu chrupavky.

Anatomickým projevem osteoartrózy je postupné progresivní poškození chrupavky, až její ztráta. Organismus se nejprve brání zvýšením rychlosti syntézy jednotlivých složek tvořících kloubní chrupavku, tj. glykosaminoglykanu, kyseliny hyaluronové, kolagenu a proteoglykanu. postupně však dochází k převaze destrukce chrupavky, na které se podílejí lokální působky, včetně lysozomálních proteáz, neutrálních metaloproteáz, a cytokininů, včetně interleukinu-1 (IL-1).

Tyto patofyziologické změny vyvolávají lokalizovanou bolest, která se na počátku objevuje při pohybech postiženého kloubu a přestává v klidu a později se objevuje již při minimální aktivitě či pohybu kloubu. ztuhlost kloubu, která je charakteristická pro zánětlivou artritidu, není u osteoartrózy typickým projevem. Pro osteoartrózu je nejtypičtějším symptomem bolest. K rychlému tlumení bolesti u osteoartrózy se dává přednost analgetikům (paracetamol), nebo se bolest tlumí některým lékem ze skupiny NSPZL. Při výběru je nutná opatrnost, neboť některá léčiva z této skupiny mají na chrupavku nepříznivý vliv; potlačují sice zánět, ale zároveň snižují tvorbu proteoglykanů a dalších látek nutných pro správnou funkci chrupavky. Přednost se dává ibuprofenu a dalším derivátům propionové kyseliny, a dále diklofenaku a tiaprofenové kyselině. Kortikoidy se nepodávají.

Farmakoterapie osteoartrózy se tedy zaměřuje především na symptomatické rychlé potlačení bolesti, ale cílem jsou farmaka s dlouhodobým terapeutickým působením s přetrvávajícím účinkem. Důležitou úlohu má režimové opatření, fyzioterapie a lázeňská léčba. Další možností je použití různých rehabilitačních pomůcek, popř. chirurgický zákrok.

V poslední době je terapie osteoartrózy v centru pozornosti lékařů a dochází k přehodnocení koncepčního přístupu k této terapii; cílem je hledání nových léků k obnovení funkce chrupavky. "Světová liga proti revmatismu" (ILAR) navrhla novou terminologii a klasifikaci léčiv pro terapii osteoartrózy. Byl navržen termín pomalu působící léky u OA (slow acting drugs in OA - SADOA), které se dále dělí na léky s pouze symptomatickým účinkem - tzv. SYSADOA (symptomatic slow acting drugs in OA) a na léky s chorobu modifikujícím účinkem (DMOADs - Disease modifying osteoarthritis drugs).

5. 5. 1 Symptomaticky pomalu působící léky na osteoartrózu

Tato skupina léčiv má, protrahovaný symptomatický léčebný účinek; snižují bolest, zlepšují funkci kloubů s tím, že tento efekt je většinou opožděný, ale přetrvává i po skončení léčby - nejméně 2 - 3 měsíce po jejich vysazení (tzv. carry-over efekt).

Předpokládá se, že SYSADOA inhibují aktivitu enzymů poškozujících chrupavku, stimulují biosyntetické pochody v kloubní chrupavce a vylepšují mechanicko-elastické vlastnosti chrupavky. Při testování SYSADOA, které sledovalo např. reologické vlastnosti synoviální tekutiny byl prokázán tento pozitivní terapeutický efekt. Obnova synoviální tekutiny a úprava jejích reologických vlastností se nazývá viskosuplementace, a jde o nový terapeutický účinek.

Klinické studie, však uvádějí i další pozitivní terapeutické účinky po krátkodobém i dlouhodobém podávání těchto přípravků. Ty jsou indikovány především jako součást komplexní léčby počátečního stadia osteoartrózy. Pozitivní léčebný vliv bývá nejčastěji u kyčlí a kolen. Dnes již řada klinických studií uvádí zmírnění bolestí těchto kloubů, avšak mechanismus tohoto účinku není znám.

Tab. č. 1. Symptomaticky pomalu působící léky na OA (SYSADOA)

Generický název	název přípravku
chondroitin sulfát	Condrosulf
	Condral
glukosamin sulfát	Dona
kyselina hyaluronová	Artz*
	Hyalgan
	Synvisc*
diacerein	Artrodar

**V ČR není registrován jako léčivý přípravek*

Chondroitin sulfát (*chondroitini sulfas natricus*)

Chondroitin sulfát (CS) je sulfatovaný glykosaminoglykan a je hlavní složkou základní hmoty chrupavky. Podle studií in vitro může CS redukovat kolagenolytickou aktivitu a potencovat syntézu proteoglykanů (Bassler, Combal, Bougaret, 1998). Byl prokázán i efekt inhibující vývoj apoptózy u zvířecích chondrocytů (Revelliere, Mentz, Merle-Beral, 1999). Kromě toho byl prokázán i protizánětlivý účinek CS. Dochází

k ovlivnění chemotaxe, fagocytózy, migrace buněk a uvolňování lysozomálních enzymů na klasických modelech zánětu (Uebelhart, Thoman, Zhang, 1998). Byly provedeny i studie, které zkoumaly potenciální strukturu modifikující efekt CS. Optimální denní dávka byla prokázána 800 mg (Pavelka, Manopulo, Brasil, et al, 1999). Léčba CS je naprosto bezpečná a počet nežádoucích účinků ve studiích není častější než po placebo. Vyskytuje se ve dvou formách.

Glukosamin / Glukosamin sulfát (*glucosamini sulfas*) - V Evropě se používá především ve formě glukosamin sulfátu (GS), v USA ve formě glukosamin hydrochloridu. GS je derivát přirozeně se vyskytujícího aminomonosacharidu glukosaminu. Exogenně podávaný GS je základním substrátem pro biosyntézu proteoglykanů chondrocyty. GS stimuluje in vitro chondrocyty k syntéze proteoglykanů (Bassler, Rovatti, Franakimont, 1998) a zvyšuje genovou expresi agrekanu a perlecanu (Jimenez, Dodge, 1997). Kromě toho má antikatabolické účinky, když inhibuje metaloproteinázy, fosfolipázu a agrekanázu (Dodge, Hawkins, Jimenez, 1999). Kromě přímého vlivu na chondrocyty má však i vlastní protizánětlivé účinky nezasahující do metabolismu kyseliny arachidonové (Setnikar, Cereda, Pacini, 1991). Na experimentálních zvířecích modelech je GS schopen zpomalovat rozvoj OA (Conrozier, Mathieu, Piperno et al, 1998).

Nástup účinku je mírně opožděný (2 - 4 týdny), efekt však přetrvává i po skončení léčby. Starší práce doporučovaly cyklické podávání GS (2 - 3 měsíce, pak stejně dlouhá pauza), novější práce se zabývaly podáváním dlouhodobým. Byly publikovány 2 studie, které potvrdily tzv. strukturu modifikující efekt GS, když došlo k menší rentgenové progresi OA (Reginster, Derosing, Rovatti, 2001; Pavelka, Gatterová, Olejárová, 2002). GS má tedy nejvíce údajů o tom, že může být prvním DMOADs - jinými slovy též chondroprotektivním lékem.

Glukosamin sulfát je registrován jako lék ve většině evropských zemí. Ve Spojených státech však je GS veden jako nutriční doplněk. Existuje ve formě sulfátu a hydrochloridu, přičemž dávky kolísají. Někdy je též kombinován s chondroitin sulfátem. O účinnosti všech těchto preparátů neexistují žádné kvalitní publikované studie. Doporučované dávkování GS je 1 500 mg denně. K symptomatickému efektu je

postačující intermitentní podávání, strukturu modifikující efekt byl prokázán při dlouhodobém kontinuálním podávání. Závažné nežádoucí účinky po GS nebyly nikdy pozorovány. Výskyt nežávažných nežádoucích účinků nebyl nikdy častější než po placebo.

Na trhu je tento přípravek pod názvem Dona nebo Dona 200-5.

Kyselina hyaluronová (*acidum hyaluronicum*) - Kyselina hyaluronová (HA) je nesulfatovaný glykosaminoglykan, který se nachází v řadě tkání, ale zvláště ve tkáních pojivových. HA tvoří hlavní součást synoviální tekutiny v extracelulární matrix chrupavky, je účastna na agregaci proteoglykanových monomerů. HA má zásadní roli v zachování strukturální a funkční integrity extracelulární matrix a dalších biologických tekutin. HA má důležitou úlohu v udržování vnitřní prostředí a obsahu vody v pojivových tkáních (Fraser, Laurent T., Laurent C., 1997).

Viskoelastická funkce synoviální tekutiny je přímo úměrná koncentraci HA. U OA koncentrace a molekulová hmotnost HA klesají. Byla tedy formulována představa, že aplikace exogenní HA bude normalizovat reologické vlastnosti synoviální tekutiny a byl použit výraz viskosuplementace (Balasz, Denlinger, 1993). Poločas exogenní HA po aplikaci do kloubu je však relativně krátký (asi 17 hodin, v případě zánětu pouze 10 - 12 hodin). Proto se hledal ještě jiný mechanismus účinku HA, který by vysvětloval její dlouhodobý účinek. Bylo zjištěno, že exogenní HA se váže na receptory na řadě buněk (chondrocyty, synoviocyty, leukocyty) a má mnoho jiných funkcí: vazbou na zánětlivé buňky snižuje jejich aktivitu (Jalenti, Di Rosa, 1994), redukuje množství zánětlivých mediátorů (Punzi, et al, 1989), inaktivuje volné kyslíkové radikály (Presti D, Scott, 1994). Vazbou na chondrocyty působí preventivně proti degeneraci chrupavky (Craemer, et al, 1994). Chondrocyty stimuluje k sekreci endogenní HA. Možný je přímý vliv na volná nervová zakončení.

Kyselina hyaluronová pro terapeutickou aplikaci je u nás dostupná ve 2 formách. Jednak ve formě nativní HA o nižší molekulové hmotnosti (Hyalgan), jednak ve formě hylanu G-F 20 (Synvisc). Zatímco Hyalgan má kromě funkce biochemické a viskosuplementační i řadu aktivit farmakologických (viz výše) u vysokomolekulárního Synviscu se předpokládá pouze funkce biochemická a viskosuplementační. Na druhé

straně má Synvisc delší biologický poločas v kloubu a proto i snad protrahovanější efekt. V Evropě je většinou Hyalgan registrován jako lék a Synvisc jako zdravotnický prostředek (stejně tak v ČR), v USA jsou obě formy vedeny jako zdravotnický prostředek.

Hyalgan byl zkoušen v řadě studií - většina ukázala větší efekt oproti placebo (Hochberg, 2000). Efekt na bolest je oproti kortikosteroidům mírně opožděný, ale přetrvává po delší dobu po ukončení léčby. K docílení optimálního efektu je třeba u Hyalganu 5 injekcí intraartikulárně v týdenních intervalech (Carraba, Paresce, Angelin et al, 1995) u Synviscu je optimální počet injekcí 3.

Při artroskopickém hodnocení chrupavek byla zjištěna menší progresse chrupavčitých změn ve skupině léčené Hyalganem oproti placebo (Listraat, Ayral, Patarnalo et al, 1997). Menší rentgenová progresse byla patrná ve skupině pacientů léčených Hyalganem oproti placebo pouze u pacientů s iniciálně širší štěrbinou než 4,6 mm. Tyto artroskopické, histologické, klinické i rentgenové údaje by mohly svědčit pro možný strukturální efekt HA, ale k definitivnímu průkazu je třeba dalších studií.

Intraartikulární léčba HA je dobře tolerována s mírným výskytem nežádoucích účinků. Lokální reakce se objevují ve 2 - 4 %. Lokální reakce mohou spočívat v kloubní bolesti, otoku nebo výpotku, ale tyto reakce jsou obvykle benigní a krátkodobé a zhojí se bez následků. Riziko této reakce se snižuje, když se nejprve aspiruje výpotek, což potvrzuje správnou lokalizaci injekce. Po Synviscu bylo zaznamenáno několik závažnějších zánětlivých reakcí (Puttick, Wade, Chalmers et al, 1995). Tyto zánětlivé reakce byly protrahovanější (až 3 týdny). Výpotky kloubní byly zánětlivé. Reakce na krystaly a kultivace byly negativní. Je u nich předpokládán autoimunitní mechanismus.

Diacerein - Diacerein je výtažek z rebarbory a chemicky jde o derivát anthracenkarboxylové kyseliny. Diacerein a jeho aktivní metabolit rehin inhibuje syntézu interleukinu 1, což je pravděpodobně nejdůležitější mediátor s aktivní účastí na destrukci kloubní chrupavky (Martel-Pelletier, Mineau, Jolicoeur et al, 1998), který stimuluje proteolytické enzymy (např. metaloproteinázy) a naopak tlumí anabolické funkce. Diacerein je lék bezpečný a nebyly popsány žádné závažné nežádoucí účinky.

5. 5. 2 Chorobu modifikující léky pro osteoartrózu (DMOADs)

DMOADs jsou definovány jako léky, které preventivně chrání chrupavku, nebo zpomalují či zcela zastavují rentgenologickou progresi OA - zlepší stav poškozené kloubní chrupavky. Do této skupiny lze zařadit dřívější „chondroprotektiva“, ale jejich modifikující účinek musí být teprve prokázán. V současné době jsou některé látky ve fázi klinického zkoušení; např. probíhají celosvětově klinické zkoušky s cílem přeradit přípravky na bázi kyseliny hyaluronové (dosud jsou ve skupině léčiv SYSADOA) do této skupiny. Uplatnění chondroprotektiv je především v počátečních stádiích primární osteoartrózy, kde dosud nedošlo k vážnějším anatomickým změnám.

Glykosaminoglykan peptidokomplex (GPC, *cartilaginis extractum/medulae ossium rubrae extractum*) - Tento preparát je extrakt z telecích chrupavek a kostní dřeně; hlavní účinnou látkou jsou glykosaminoglykany a podle nejnovějších studií také přítomné peptidy. Tento injekční přípravek je nutné aplikovat hluboko do svalu v sérii 25 injekcí. Doporučují se dvě série do roka. Přípravky: *RUMALON inj*

Polysulfonovaný glykanový komplex (GAGPS, *glycosaminoglycani polysulfas*) - Používá se v terapii nepříliš pokročilé osteoartrózy nosných i drobných kloubů, ale především při periarthritis humeroscapularis. Za hlavní biologicky aktivní složku se pokládá chondroitin sulfát. Velmi účinně tlumí řadu enzymů, potenciálně se podílejících na degradaci chrupavky. Tlumí degradaci chrupavky vyvolanou přítomností interleukinu I a syntézu prozánětlivého prostaglandinu E₂. V tkáňových kulturách chondrocytů a v explantátech chrupavky in vitro stimuluje syntézu kolagenu a proteoglykanů. Je účinný v léčbě pokusně vyvolaných degenerativních procesů zvířat a dovede povzbudit reparativně hojivé procesy v poškozené chrupavce. Přípravky: *ARTEPARON inj*, *ARTEPARON FORTE inj* (*nitrosvalově nebo nitrokloubně*)

V České republice byla jeho registrace zrušena v r.1996)

Při průkazu choroby (strukturu) modifikujícího účinku tedy musí být zařazeny metody, schopné hodnotit strukturální progresi OA. Za jedinou validovanou metodu lze v dané chvíli doporučit plochý rentgenový snímek, provedený maximálně standardizovanou metodikou a měření šířky kloubní štěrbiny po digitalizaci počítačem

(Piperno, Hellio, Conrozier et al, 1998). Magnetická rezonance zatím není dostatečně validována pro použití v dlouhodobých studiích, ale nové modifikace MRI schopné měřit objem chrupavky se zdají být velmi perspektivní (Eckstein, Müller, Faber et al, 1998).

5. 5. 3 Dietetické přípravky

V současnosti je ve volném prodeji velké množství dietetických přípravků určených ke zlepšení degenerativních procesů v kloubech. Některé tyto dietetické doplňky jsou schváleny k prodeji MZ ČR, je však nutné mít na paměti, že nemají klinicky ověřený účinek, tak jak je tomu u léčiv.

Želatinové hydrolyzáty jsou určeny jako podpůrný přípravek pro kontrolovanou výživu kloubů. Obsahují aminokyseliny, lyofilizovaný kolagen a jsou obohaceny o další látky, jako je např. vápník, hořčík, zinek, měď a některé vitaminy. Doporučují se pro dlouhodobou dietu u osteoartrózy a osteoporózy.

Přípravky: *A-O-GEL* (želatinový nápoj na klouby), *GELATINA*, *GELATINA plus* (posilující želatinový nápoj), *GELMODEL* (bílkovinný hydrolyzát: pro kontrolovanou výživu kloubů), *COLAFIT* (čistý krystalický kolagen na klouby, vaziva a kůži).

Tab. č. 2: Potenciální „chondroprotektivní“ léky

Sulfatované glykosaminoglykany	glukosamin sulfát
	chondroitin sulfát
Nesulfatované glykosaminoglykany	kyselina hyaluronová
Protizánětlivé léky	nesteroidní antirevmatika/
	COX-2 blokátory
	kortikosteroidy
Kostně aktivní léky	bisfosfonáty
Cytokiny blokující léky	IL-1 ra (anakinra)
	ICE inhibitory (pralnacasan)
Další	inhibitory iNOS
	duální inhibitory COX/LOX
	inhibitory enzymů metaloproteináz
	tetracykliny

5. 5. 4 „Chondroprotektiva“ budoucnosti

Kandidátů na možný „chondroprotektivní“ vliv je dlouhá řada. Vývoj každého takového preparátu je nesmírně obtížný, zdoluhavý a nákladný. Zahrnuje v sobě in vitro testy na buněčných kulturách či chrupavkových explantátech, testování na zvířecích (experimentálních) modelech OA a nakonec úkol nejdůležitější - průkaz v klinické studii, která musí být nejméně dvouletá, nebo lépe ještě delší.

5. 6 BIOMECHANIKA KOLENNÍHO KLOUBU

5. 6. 1 Struktura a chování pasivních podsystémů

Pasivní podsystémy jsou tvořeny prvky, které nevytváří z vlastních energetických zdrojů žádný druh energie. Pasivní podsystémy mají roli konstrukční a roli převodních článků mechanické energie či jejich spotřebičů.

5. 6. 1. 1 Kostí

Mechanické vlastnosti kostí jsou zejména určeny strukturou kostní tkáně a tvarem celé kosti. Svoji mikrostrukturou se navzájem odlišují kosti z různých míst pohybového aparátu i uvnitř jedné anatomicky ohraničené kosti. To je způsobeno zejména různou měrou zastoupení kompaktní a spongiózní kostní tkáně.

Biomechanické vlastnosti kostní tkáně jsou v první řadě dány kolagenovou maticí a minerály. Kolagenní vlákna odolávají tahu, ale pro jiné způsoby zatížení jsou poddajná. Minerální látky především kalcium ve formě hydroxyapatitu dodávají kosti tvrdost a křehkost. Proto je demineralizovaná kost měkká a poddajná. Deproteinizovaná kost je naopak tvrdá, křehká a snese jen nízké zatížení v tahu.

Vzhledem k principu remodelace kostní tkáně závislém na mechanickém působení je kostní tkáň nehomogenní a anizotropní. Závislost mechanických vlastností na směru, kterým působí vnější zatížení, je značná. Navíc záleží na způsobu zatížení. Řádově můžeme říci, že v tlaku je pevnost kosti nejvyšší, o třetinu nižší v tahu a jen třetinová ve smyku (Otáhal, 2006).

Vzhledem k viskoelastickým vlastnostem kostní tkáně závisí mechanické vlastnosti kosti na rychlosti deformace. S rychlostí deformace stoupá mez pevnosti, elastický modul a naopak klesá maximální dovolená deformace a absorbuje se větší množství energie.

Vzhledem k neustálé remodelaci kostní tkáně na základě mechanické zpětné vazby jsou její mechanické vlastnosti dány historií zatěžování. Pokud je orgán imobilizován, snižuje se výrazně jeho pevnost a poddajnost. S věkem se mechanické vlastnosti mění ve smyslu zvyšování pevnosti a snižování maximální deformace. Kost starší osoby je schopna absorbovat menší množství deformační energie v porovnání s mladým jedincem.

Tah a tlak: Vztah deformace – napětí je pro kostní tkáň kompaktní kosti silně závislý jak na rychlosti zatěžování, tak na směru hlavních zátěžných napětí vzhledem ke struktuře tkání. Značnou roli hraje charakter kostní tkáně i sekundární vlivy (stáří, teplota). Spongiózní kost je známa funkčně podmíněnou stavbou, kdy jsou trámečky vystavěny tak, že jejich směr souhlasí se směrem hlavních napětí. Z energetického hlediska dochází při zatěžování tkáně k využití práce vnější zátěže, která se mění v práci deformační. V oblasti elastických deformací dochází k akumulaci energie (vratná změna), nad tuto hranici dochází při spotřebě energie k nevratné plastické deformaci.

Ohyb: Vrstvy na jedné straně od „osy kosti“ (neutrální osy) namáhány tahem, na druhé tlakem.

Krut: Kostní tkáň je ve svých jednotlivých vrstvách vzájemně proti sobě posouvána (pootáčena) za současného vzniku smykových napětí. Vlastnosti tkáně při namáhání smykem jsou silně závislé na rychlosti deformace (resp. rychlosti vzrůstu napětí). Kost méně odolává pomalým deformacím. Energetická kapacita (tzn. množství energie, které je kost schopna absorbovat do okamžiku porušení) je u rychlých zatěžování až o 45% větší. Významnou roli hraje rovněž typ kosti.

Cyklicky proměnné namáhání – únava: Má za následek postupný vznik trvalých a nevratných mikrodeformací vedoucích až k lomu. Jsou patrné mikrotrhliny v kolagenové struktuře. Mohou mít původ v kterémkoliv ze základních typů namáhání. Rovněž závisí na druhu kosti. U ontogeneticky mladé je plastická fáze mnohem delší, stupeň deformace je obecně silně závislý na stupni mineralizace kosti.

Zóna elastických deformací: Deformační průběh se po jistém času adaptace na zátěž ustálí podél hysterezní smyčky, ležící uvnitř zóny elastických deformací. Nedochází k žádným nevratným jevům.

Zóna únavy: Nedochází k ustálení na stabilní hysterezní křivce. Tato deformace se stále s každým dalším zátěžným cyklem posouvá do zóny plastických deformací s trvalými deformačními následky ve struktuře. Tyto stále se rozšiřující mikrodeformace vedou (pokud nedojde k přerušení procesu zatěžování) k totální ruptuře kostní tkáně. V ultrastruktuře kostní tkáně jsou patrné deformační čáry.

Zóna elastických deformací s krátkodobým přetížením: Deformace probíhá po uzavřených hysterezních smyčkách (v zóně elastických deformací), které se přesouvají s každým přetížením směrem k zóně plastických deformací. Pokud je proces deformace přerušen dříve, než deformace dosáhne zóny plastických deformací, nedochází k trvalým změnám ve struktuře kostní tkáně.

5. 6. 1. 2 Šlachy a vazy

Slouží především k přenášení hnací svalové síly na kostní segmenty nebo ke zpevňování kloubních spojení či k vymezování jejich pohyblivosti. Mají významný podíl na vytváření pasivních odporů kloubu. Svými vlastnostmi se šlachy a vazy navzájem odlišují podle místa, anatomické funkce, věku, trénovanosti apod. V zásadě lze říci, že jsou viskózně elastickým materiálem. Tzn., že jsou tvořeny elastickým základem a viskózní tekutinou. Měření viskoelasticity jsou závislá na třech proměnných: zatížení, deformaci, čase. Viskoelasticita se projevuje tzv. creepovým efektem (volné protahování, resp. stlačování v čase při konstantní zátěži), či napětíovou relaxací (klesání tahu v čase při konstantním prodloužení). U většiny materiálů se velikost napětí zvyšuje se zvyšováním rychlosti deformace – tento jev je příznačný pro viskoelastické materiály.

5. 6. 1. 3 Chrupavky

Zajišťují pružný styk kostních elementů, snižují jejich vzájemné tření, hrají významnou roli v charakteru silového přenosu a rozložení napětí apod.

5. 6. 1. 4 Kloubní spojení

Představují ho pasivní podsystemy, složené obvykle z kostí, chrupavek, šlach a vazů. Jejich uspořádání především umožňuje:

- sumaci silového působení příslušných svalových skupin;
- převod jejich kontrakčního působení na rotační silový účinek

Elastické a viskózně elastické vlastnosti základních prvků vytváří v celkové sumaci intra- a extraartikulární odpory v kloubu. Dynamická stránka intra- a extraartikulárních odporů má značný význam pro správnou funkci kloubu, zejména pro charakter přenosu mechanické energie ze svalového systému do okolí i naopak. Tlumící vlastnosti zde potom vystupují v postavení mechanicky ztrátového spotřebiče energie; elasticity mají úlohu akumulátorů. Pro své výrazné elastické vlastnosti se významným akumulátorem energie stává sval, který energií získanou působením vnější síly (svým protažením) může velmi významně využívat v další pohybové fázi. Děje se tak řízeným způsobem v závislosti na stupni aktuální a následné aktivace.

5. 6. 2 Struktura a chování kosterního svalu

Jediným aktivním prvkem pohybového systému člověka je sval. Sval generuje síly, které se přenášejí na skelet. Sval vedle své kontraktilní hmoty (svalový efektor) generující sílu obsahuje důležité komponenty servoregulace (sval. vřeténka, Golgiho šlach. tělíska, apod.) a prvky přenosu síly (šlachy, povázky). Jako všechny biologické materiály jsou všechny svaly multifázické, nehomogenní a anizotropní.

Při pohybu vznikají různě složité komplexy vzájemně spolupracujících svalů a jejich antagonistů, jejichž aktivita je doprovázena činností fixátorů, podmiňujících svou stabilizující činností činnost mechanicky akčních fázických svalů.

Všechny kosterní svaly jsou v pohybovém aparátu předpřaty a mají klidové napětí. Výše klidového napětí není konstantní a podléhá řadě vlivů. Vyšší tonus mají svaly antigravitační (posturální), vyznačující se značným statickým režimem své činnosti.

Aktivní sval se vyznačuje vyšší tuhostí než sval pasivní (bez nervosvalové stimulace). Tuhost svalu narůstá se stupněm excitace.

5. 6. 2. 1 Ultrastruktura svalu (sarkomera)

Aktivace svalového vlákna je výsledkem změny chemické a elektrické rovnováhy na membráně, oddělující sarkoplazmu svalového vlákna od vnějšího okolí. Změna elektrochemické rovnováhy na membráně svalového vlákna vede ke kontrakci. Jednotlivá svalová vlákna – svalové buňky – obsahují hustě vedle sebe uložené myofibrily. Jednotlivé myofibrily jsou tvořeny bílkovinnými vlákny – tlustými myosinovými a tenkými aktinovými. Ty lze dále příčně rozdělit na sériově řazené jednotky kontraktility, na sarkomery. Tuhost tlustých filament je značně větší než u filament tenkých.

5. 6. 2. 2 Hrubší struktury svalu - makrostruktura

Základní jednotkou jsou červená a bílá svalová vlákna. Vazivem spojená vlákna tvoří primární snopečky a ty dále dohromady snopečky sekundární. Počet svalových vláken je konstantní. Zmnožení sarkoplazmy a svalových fibril ve vláknech vede k hypertrofii svalu.

Pevnost v tahu neaktivního živého svalu je závislá na pevnosti konstrukčních a podpůrných struktur (sarkolema, vazivo) a zejména na pevnosti vnitřních struktur svalového vlákna. Mez pevnosti v tahu je poměrně různá a závisí na řadě okolností (druh svalu, trénovanost, teplota). Pro lidský sval lze nalézt hodnoty 0,9 – 0,26 MPa. Ireverzibilní změny nastávají při protažení nad 40 % klidové délky, ale kritické protažení se pohybuje u lidského svalu mezi 150 – 200 %.

Funkce jednotlivých struktur kolenního kloubu

Jednotlivé struktury mají své specifické, nezastupitelné funkce. Teprve jejich vzájemná souhra umožňuje normální funkci kloubu jako celku.

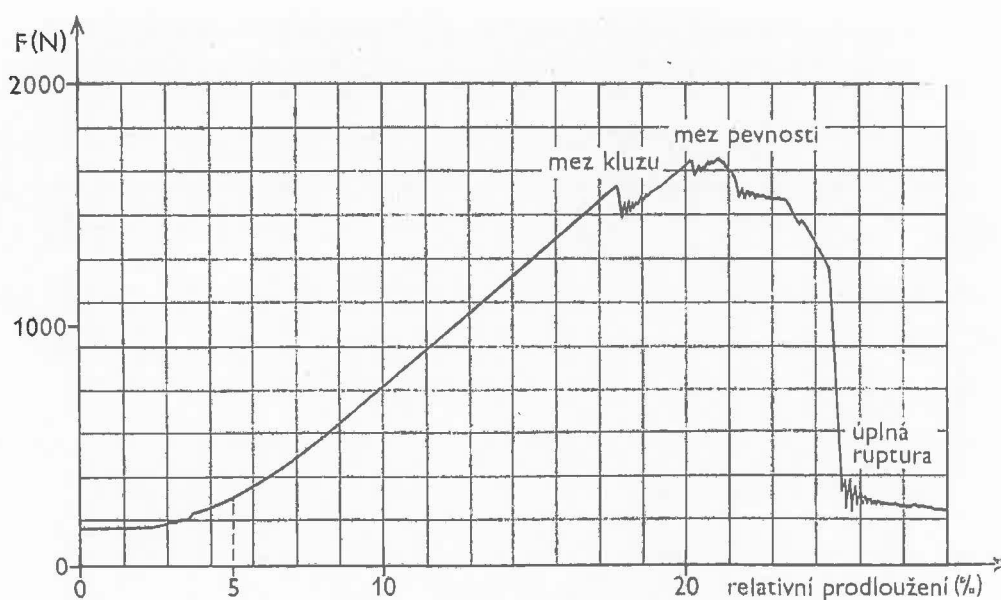
Kost a kloubní chrupavka – tvar kloubních ploch má rozhodující vliv na kloubní kinematiku, a tím i na druh pohybu v kloubu. Kost i chrupavka jsou schopny elastické deformace, která nejen zvyšuje kloubní kongruenci, ale současně zlepšuje přenos tlakových sil v kloubu a zvyšuje i jeho stabilitu.

Vazy – svým průběhem i tvarem společně s tvarem kloubních ploch rozhodují o kinematice kloubu a současně zajišťují pasivní stabilitu kloubu.

Menisky jsou schopny větší elastické deformace než chrupavka a kost. Tím nejen vyrovnávají inkongruenci kloubních ploch, ale současně působí při nárazech kloubních ploch jako tlumič. Obojí má ochranný vliv na chrupavku a napomáhá lepšímu přenosu tlakových sil v kloubu. Menisky dále napomáhají tonizaci kapsulárních vazů, zabraňují uskřínutí synovialis či kloubního pouzdra při pohybu. Významná je i jejich funkce lubrikační, kdy přispívají k lepšímu roztírání synoviální tekutiny. Zanedbatelný není ani jejich vliv pro stabilizaci kloubu.

Svaly zajišťují aktivní pohyb v kloubu a svým tonusem určují směr výsledné tlakové síly působící na kontaktní plochy kloubu. To zvyšuje i jejich podíl na aktivní stabilizaci kloubu.

Nervové receptory a vlákna představují informační systém, který vysílá do CNS informace o poloze kloubu, napětí vazů (propriocepce) a současně registruje bolestivé podněty.



Obr. 5. 15 Vzájemná závislost relativního prodloužení vazů na velikosti tahové síly (Čech, Sosna, Bartoníček: 1986, s. 48).

Vlastnosti vazů jako materiálu

Vazy, které spojují skelet kloubu, jsou při zatížení namáhány zejména na tah. Působením tahové síly na vaz dochází k jeho postupné elongaci. Vzájemná závislost velikosti tahové síly a relativního prodloužení je zobrazena na obr. 5. 15.

Křivku můžeme rozdělit na dvě části jejichž hranici nazýváme mez kluzu (yield point). V první části křivky, kterou nazýváme elastickou, je velikost prodloužení úměrná velikosti tahové síly. Elastickou část křivky můžeme rozdělit na dvě fáze.

V první (oblast Hookova zákona) je prodloužení plně reverzibilní – vaz se po skončení působení tahové síly okamžitě vrátí na svou původní délku. Nedochází k žádným strukturním změnám. U vazů lidského kolenního kloubu končí tato fáze při prodloužení zhruba o 5 % původní délky vazů. Jestliže prodloužení přesáhne 5 % není již plně reverzibilní. Pokud se velikost působící tahové síly dále zvětšuje, vzrůstá i velikost relativního prodloužení, až je dosaženo meze kluzu. Ta je na křivce charakterizována náhlým malým poklesem velikosti působící síly při pokračujícím prodloužení vazů. Dochází k závažným změnám ve vnitřní struktuře vazů. Po překročení meze kluzu přechází do tzv. plastické části křivky – po skončení působení tahové síly se délka vazů nemění. Vaz zůstává trvale elongován = deformován.

Vrchol křivky označuje mez pevnosti vazů, tedy maximální velikost tahové síly, kterou je nutno vynaložit k úplnému přetržení vazů. K tomu dochází tehdy, jestliže velikost relativního prodloužení dosáhne 25 – 30 % původní délky vazů (Kennedy 1976, Noyes 1976).

Zjednodušeně lze říci, že čím strmější je stoupání lineární fáze křivky, tím menší je elasticita vazů. Elasticita vazů nemá v podstatě vliv na jeho pevnost. Pokud dojde k prodloužení pouze do 5 % původní délky, je vaz schopen vydanou energii vrátit. Při úplném přerušení vazů se vydaná energie spotřebuje na destrukci jeho vnitřní struktury a je nevratná.

Rozdělení křivky na jednotlivé části a fáze má svůj klinický význam. Ve fázi plně reverzibilního prodloužení elastické části křivky nedochází k žádným strukturním změnám. Je to oblast, ve které vaz „pracuje“ při fyziologickém zatížení. Jestliže velikost

prodloužení vazů přesáhne 5 %, dochází k určitým strukturním změnám a malému prodloužení vazů. Makroskopicky je vaz však zcela intaktní. K těmto změnám obvykle dochází při chronickém přetěžování vazivového aparátu, které se projeví právě „uvolněním“ kloubu.

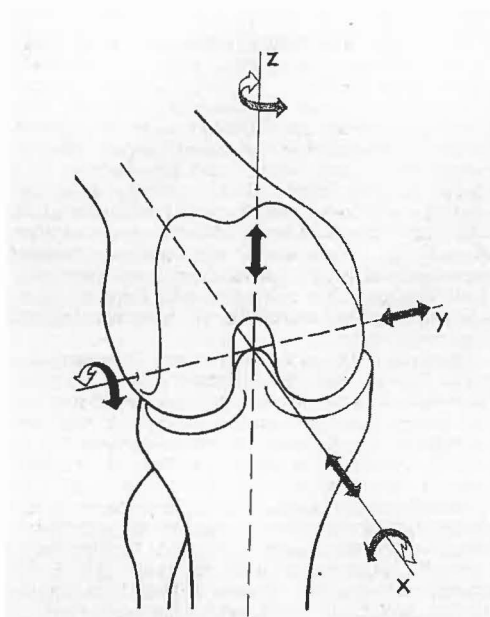
Jestliže však prodloužení vazů působením tahové síly dále narůstá, je dosaženo meze kluzu. Klinicky tento stav označujeme jako těžší distenzi. Makroskopicky je vaz lehce elongován, s drobnými hemoragiemi na svém povrchu, ale bez viditelného makroskopického poškození vláken. Mikroskopicky však nalézáme hrubou destrukci a porušení struktury většiny vláken. Vaz ztrácí až 80 % své pevnosti.

Úplná ruptura v průběhu vazů pak znamená zničení struktury všech zbývajících vláken a jejich makroskopické přerušení. Každé úplné ruptuře vazů předchází destrukce jeho vnitřní struktury a současně prodloužení vazů o čtvrtinu až třetinu jeho délky.

Faktory ovlivňující pevnost vazů můžeme rozdělit na dvě skupiny:

První tvoří vlastní složení vazů, tzv. podíl kolagenních, elastických vláken i základní proteoglykanové hmoty a jejich biochemické složení. Tím však jsou dány mechanické vlastnosti vazů. Poměr jednotlivých složek i jejich biochemická skladba se mění např. při stárnutí, vlivem mobilizace, působením kortikosteroidů, cévních onemocnění, systémových chorob a samozřejmě poranění. Zvýšení pevnosti vazů bylo prokázáno pouze při zvýšení fyziologické zátěže a působením testosteronu.

Druhou skupinu tvoří způsob namáhání vazů. Během pohybu nejsou vzhledem k prostorovému (uspořádání) vazů všechna vlákna stejně napnutá, a proto se při působení tahové síly nenacházejí ve stejném stupni elongace. To je např. podstatou vzniku parciálních ruptur. Alm a spolupracovníci (1974) prokázali, že pevnost předního zkříženého vazů ovlivňuje i rozsah rotace bérce, protože kromě tahu dochází i k namáhání v krutu. Dále sem patří rychlost, jakou tahová síla působí. Noyes (1976) i Kennedy (1976) prokázali, že působí-li tahová síla větší rychlostí, je prodloužení vazů větší a větší je i energie nutná k jeho přetržení. Svou úlohu má i opakované cyklické zatěžování, které může zmenšit pevnost vazů tím, že dochází k určité „únavě materiálu“.



5. 6. 3 Kinematika

Proložíme-li středem kolenního kloubu tři základní roviny (frontální, sagitální, transverzální), protnou se ve třech přímkách označených na obr. 5. 16 – jako X, Y, Z, které jsou zároveň osami možných pohybů v kolenním kloubu. Kolem těchto os je teoreticky možno provést šest druhů pohybu: tři rotační a tři translační.

Obr. 5. 16 – „Idealizované“ osy pohybů v kolenním kloubu (Čech, Sosna, Bartoníček: 1986, s. 50).

V klinické praxi označujeme rotační pohyb kolem osy Y jako flexi – extenzi, pohyb kolem osy Z jako vnitřní a zevní rotaci a pohyb kolem osy X jako abdukci – addukci.

Translační pohyb podél osy X označujeme jako přední a zadní zásuvkový příznak. K translaci podél osy Z, neboli kompresi a distrakci dochází působením tlakových sil. Translační pohyb podél osy Y není za normálních okolností téměř možný, může k němu dojít pouze při poranění vazivového aparátu kloubu. Aktivní pohyby, které lze v kloubu provést přímo, prostřednictvím svalů jsou flexe – extenze a vnitřní a zevní rotace bérce. Ostatní pohyby jsou pouze pasivní a lze je vyvolat např. při vyšetřování nebo působením tlakových sil. Jejich rozsah je velmi malý, nicméně má svůj praktický význam.

Kinematická charakteristika kloubního spojení, tj. stupeň volnosti, převodové poměry, jsou dány tvarem stykových ploch. Tvarem epifýz skloubených kostí a chrupavkového pokrytí. Vazy mají především roli mechanických zarážek omezujících pohyblivost na určitou hranici, stabilizují vzájemný styk artikulujících kondylů.

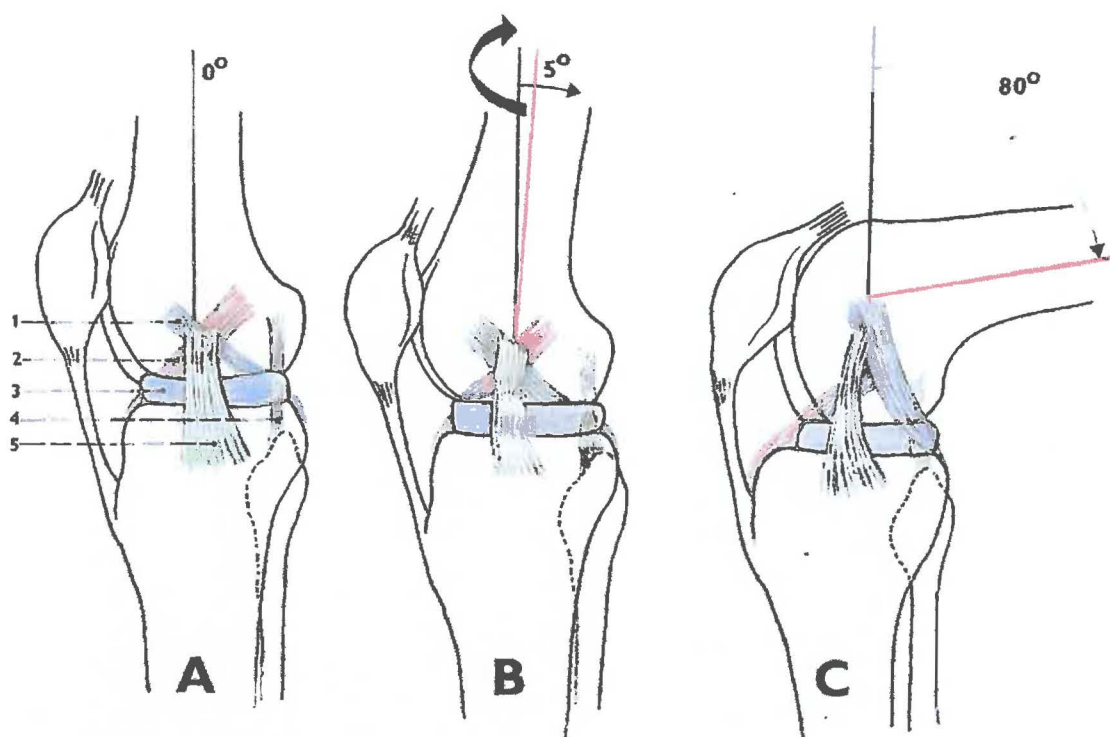
5. 6. 3. 1 Flexe - extenze

Tento pohyb probíhající převážně v sagitální rovině výsledkem složité řady dějů.

- iniciální rotace na začátku flexe a terminální rotace na konci extenze,

- valivý pohyb kondylů femuru po tibiálním plató,
- klouzavý pohyb femuru po tibiálním plató

Příčinou těchto různých pohybů je tvar kloubních ploch a průběh a uspořádání hlavních vazů kloubu. Jednotlivé části kloubní plochy mají různý poloměr křivosti, který se dorzálně postupně zmenšuje, čímž narůstá zakřivení kondylu. Z těchto důvodů neexistuje stálá osa pohybu, nýbrž se mění v závislosti na stupni flexe. Hovoříme o tzv. instantním centru rotace.



Obr. 5. 17 - Schéma postavení postranních a zkřížených vazů za extenze kolena a v průběhu flexe (pohled z vnitřní strany). (Čihák, R.: 2001, s. 305).

- 1 – ligamentum cruciatum posterius
- 2 – ligamentum cruciatum anterius
- 3 – meniscus
- 4 – ligamentum collaterale fibulare
- 5 – ligamentum collaterale tibiale

A – v plné extenzi jsou napjaty postranní vazy i zkřížené vazy
 B – při flexi do 5° spojené s počáteční rotací („odemknutí“ kolena) se uvolňují postranní vazy a lig. cruciatum anterius
 C – při pokračující flexi se znovu napíná lig. collaterale tibiale a lig. cruciatum anterius a zajišťují pevnost kloubu při pohybu

Postranní vazy společně s interkondylickou eminencí tibie zajišťují zejména průběh flexe v sagitální rovině. Hlavní význam mají zkřížené vazy, které zajišťují vzájemnou koordinaci všech tří pohybů, a to hlavně valivého a klouzavého (obr. 5. 17). Na vlastní průběh flexe v kolenním kloubu existují dvě základní teorie:

Klasická teorie

Při začátku flexe z plné extenze dochází nejprve k vnitřní rotaci bérce (ve skutečnosti při fixovaném bérce k podložce k rotaci kondylů femuru zevně) zhruba o 5° . Poté následuje valivý pohyb kondylů femuru po tibiálním plató dorzálně. Při dosažení flexe asi 20° přechází pohyb valivý v pohyb klouzavý, a to nejdříve v mediálním femorotibiálním kloubu a s malým „zpožděním“ pak v laterálním femorotibiálním kloubu. Toto „zpoždění“ je dáno asymetrií obou femorotibiálních kloubů. Osa flexe je při pohybu valivém instantní a pohybuje se dorzálně. Po přechodu v pohyb klouzavý se stabilizuje a probíhá v těsné blízkosti obou epikondylů femuru.

Při extenzi dochází ke změně pohybů v opačném pořadí. Mimořádný význam má v závěrečné fázi rotace, tzv. terminální (Schlussrotation). Je podmíněna tvarem ventrální části mediálního kondylu femuru a napětím předního zkříženého vazy. Od 30° flexe se začíná ACL značně napínat a je zcela napnut zhruba při 15° flexe. Protože by další extenze nebyla vzhledem k jeho tenzi možná, dochází k zevní rotaci bérce (resp. vnitřní rotaci kondylů femuru). Tento pohyb sám o sobě snižuje napětí vazy, což umožňuje další extenzi. Tím se napětí ACL během posledních 15° extenze nemění. Centrum tohoto rotačního pohybu leží v těsné blízkosti tuberculum mediale interkondylické eminence.

Menschikova geometrická teorie

Vychází z analýzy plošného geometrického modelu kolenního kloubu. Při flexi se pohybuje tibiální plató jako tangenta po obvodu kloubních ploch femuru. Při tomto pohybu tvoří femorální začátky obou zkřížených vazů centrum rotace pro patřičný vaz (obr. 5. 18). To znamená, že např. tibiální úpon PCL (B_1) se při flexi či extenzi pohybuje po kružnici, jejímž centrem je femorální začátek PCL (B) a velikost kružnice je dána délkou PCL. Obdobně je tomu u ACL. Přitom zůstává jak mezi tibiálními úpony, tak i femorálními

začátky obou zkřížených vazů během pohybu konstantní vzdálenost. Tím vzniká plošný obraz překříženého čtyřúhelníku.

Obr. 5. 18 – Plošná kinematika kolenního kloubu podle Menschika: tibia se v tomto případě pohybuje vůči femuru. Průsečík obou zkřížených vazů tvoří bod S, který představuje okamžitý střed otáčení (osu pohybu). Průsečík kolmice spuštěné z bodu S na úsečku $B_1 - A_1$ (tibiální plató) s touto úsečkou je označen jako bod K, což je místo okamžitého kontaktu kloubních ploch femuru a tibie. Tímto způsobem je determinován tvar kondylů v sagitální rovině, neboť otáčeli-li se tibia (úsečka $B_1 - A_1$) vzhledem k femuru (body A, B se nepohybují), vzniká nekonečný počet „překřížených“ čtyřúhelníků, neboli nekonečný počet poloh tibiálního plató vůči femuru. Jestliže přitom budeme určovat i body dotyku obou kostí ($K_1, 2, \dots$), vytvoří tyto body křivku, která svým tvarem odpovídá tvaru kondylů femuru v bočné projekci.

A – femorální začátek ACL

B – femorální začátek PCL

a – kružnice o poloměru rovnajícím se délce PCL

K – okamžité místo kontaktu femuru a tibie

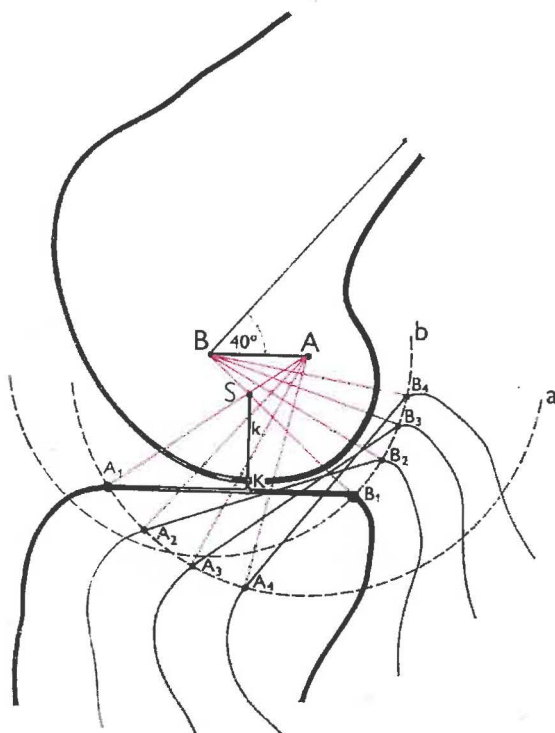
S – okamžitý střed otáčení; (Čech, Sosna, Bartoníček: 1986, s. 51).

$A_{1,2 \dots n}$ – tibiální úpon ACL

$B_{1,2 \dots n}$ – tibiální úpon PCL

b – kružnice o poloměru rovnajícím se délce ACL

k – kolmice z bodu K na tibiální plató



Menschik proto tvrdí, že plošná kinematika lidského kolenního kloubu je kinematika čtyřúhelníku. To znamená, že všechny čtyři strany (spojnice femorálních začátků, spojnice tibiálních úponů a oba zkřížené vazy) svými rozměry determinují tvar kloubních ploch femuru a obráceně, tj., že při určitém tvaru kondylů musí existovat závislost na délce a uspořádání obou zkřížených vazů. Takto lze vysvětlit určitou

individuální rozdílnost ve tvaru kloubních ploch a délce zkřížených vazů při zachování obecného kinematického principu.

Rovněž uspořádání postranních vazů odpovídá obdobným kinematickým zákonitostem, takže vzdálenost mezi jejich začátky a úpony se během pohybu prakticky nemění.

Ze svého geometrického modelu vyvozuje Menschik další poznatky – během flexe probíhají oba pohyby (valivý a klouzavý) současně. Mění se pouze jejich vzájemný poměr.

Z hlediska současných poznatků lze říci, že flexe v kloubu je zahájena zevní rotací kondylů femuru, která probíhá zhruba během prvních 15° flexe. Její rozsah je individuální a pohybuje se v rozsahu 5° až 15° , při čemž centrum rotace leží v těsné blízkosti mediálního hrbolku interkondylické eminence. Rotace je podmíněna tvarem kloubních ploch a asymetrií obou kondylů femuru. Její průběh je kontrolován napětím ACL, jeho přerušení nezabrání jejímu vzniku, změní se však centrum rotace. Při další flexi probíhá současně valivý a klouzavý pohyb, postupně se však mění jejich vzájemný poměr.

5. 6. 3. 2 Rotace

Do jisté míry je závislá na flexi, neboť stupeň flexe ovlivňuje i rozsah rotací. Vlastní rotační děj je závislý hlavně na uspořádání vazivového aparátu a jeho vztahu ke kostním strukturám. Rozsah rotačního pohybu je poměrně velmi málo ovlivněn tvarem kloubních ploch, výjimku tvoří pouze interkondylická eminence tibie.

Rozhodující vliv má uspořádání vazů, zanedbatelná není rovněž pohyblivost obou menisků.

Kinematika rotace

Hlavní význam má lokalizace středu rotace. Většina prací jej situuje do oblasti zevního okraje tuberculum mediale interkondylické eminence těsně před tibiálním úponem zadního zkříženého vazů. Je nanejvýš pravděpodobné, že přesná lokalizace centra rotace je závislá i na stupni flexe. Centrum rotace je posunuto mediálně vzhledem k centru tibiálního plató. Protože oba kondyly femuru jsou pevně spojeny, znamená to, že při jakémkoli úhlu rotace urazí laterální kondyl femuru po tibiálním plató delší dráhu díky

většímu poloměru otáčení. To vyžaduje pro daný druh rotace větší laxitu laterálního pilíře (zevní postranní vaz, kloubní pouzdro) oproti mediálnímu (vnitřní postranní vaz). Izolované poškození centrálního pilíře (jednoho ze zkřížených vazů) má mnohem menší vliv na změnu lokalizace centra rotace, ale i na rozsah vlastních rotačních pohybů. Naopak, poškození periferních pilířů (hlavně mediálního) má na rotační pohyby mnohem větší vliv.

Rotační pohyby se odehrávají jak ve femoromeniskální, tak v meniskotibiální části kloubu. Významnou úlohu má rozdílná fixace obou menisků. V mediálním femorotibiálním kloubu dochází k rotačním pohybům zejména mezi femurem a meniskem. V laterálním je rotační pohyb rozdělen mezi femoromeniskální a meniskotibiální část kloubu mnohem rovnoměrněji. Rozsah pohybů laterálního menisku po tibií je zhruba dvakrát větší než mediálního – 12 mm proti 6 mm.

Při zevní rotaci bérce rotuje mediální kondyl tibie vpřed a zevně, zatímco laterální kondyl tibie rotuje vzad a navnitř. Tím se dostává mediální kondyl femuru do kontaktu se zadním rohem vnitřního menisku a laterální kondyl femuru do kontaktu s předním rohem menisku zevního. Současně se pohybuje mediální meniskus po tibiálním plató dorzálně a zevně a zevní meniskus naopak dopředu a mediálně. Při vnitřní rotaci bérce je tomu obráceně.

Pro kinematiku kloubu je rozhodující tvar kloubních ploch a uspořádání obou zkřížených vazů. Oba zkřížené vazy mají nezastupitelnou funkci pro koordinaci valivého a klouzavého pohybu. Jakmile dojde k přerušení jednoho z nich, dochází ke změně poměrů a to ve prospěch valivého pohybu. To má za následek i změnu tribologických poměrů, předčasné opotřebení kloubní chrupavky a s tím spojené důsledky. Žádná exartikulární operace nemůže tuto biomechanickou funkci nahradit.

Dalším klinicky významným faktem je nutnost respektování začátků a úponů vazů na příslušných kostech. Z Menschikovy teorie vyplývá, že jakákoli změna v lokalizaci začátku a úponu vazů se ihned projeví ve změně tenze vazů během pohybu. To platí zejména pro začátky vazů na femuru – v jakékoli fázi pohybu leží v těsné blízkosti okamžitého centra rotace. Změna tibiálního úponu má vliv podstatně menší, protože je více vzdálena od středu rotace.

5. 6. 4 Přenos tlakových sil v kloubu

Tyto síly vznikají jak působením hmotnosti těla, tak aktivní svalovou činností. Podle Maqueta (1975) i Kurosawy (1980) se na přenosu tlakových sil v kloubu podílejí tři struktury: menisky, hyalinní kloubní chrupavka a subchondrální spongiózní kost. Všechny tyto struktury jsou schopny elastické deformace.

Průběh deformace v závislosti na velikosti tlakové síly dle Kurosawy: V první, tzv. inkongruentní fázi při působení tlakové síly 500 N je kontakt obou kostí zprostředkován hlavně menisky a částečně v centrálních oblastech obou tibiálních kondylů přímým kontaktem kloubních chrupavek artikulujících kostí. Část kloubní plochy v centru obou kondylů tibie nekrytá menisky však zůstává bez kontaktu, a to zvláště na laterálním kondylu tibie. V této fázi dochází k elastické deformaci obou menisků a kloubní chrupavky. V druhé, tzv. kongruentní fázi, při působení tlakové síly asi 1000 N jsou kloubní plochy v plném kontaktu, včetně centrálních částí obou tibiálních kondylů. Kromě menisků a kloubní chrupavky dochází k elastické deformaci a i subchondrální spongiózní kosti.

Hlavní úlohu v adaptaci povrchů při působení tlakových sil mají menisky a hyalinní kloubní chrupavka. Na místech, kde jsou kloubní plochy inkongruentní, nalezneme zesílení kloubní chrupavky. Naproti tomu, je-li dotyk obou artikulujících kostí zprostředkován menisky, dochází na tibiálním plató k zeslabení kloubní chrupavky. Ta je vždy tenčí než v oblastech, v nichž femur a tibie artikulují přímo. Meniskus má hlavní úlohu při přenosu tlakových sil v kolenním kloubu. Podílí se na distribuci působící tlakové síly na celé tibiální plató. Současně spolu s kloubní chrupavkou působí jako pružnickový systém, který tlumí nárazy artikulujících kostí. Oba femorotibiální klouby se podílejí na přenosu tlakových sil rovnoměrně.

Poroelastický „model“ synoviálních kloubů

Síly přechází z jedné vrstvy chrupavky na vrstvu druhé chrupavky buď prostřednictvím přímého kontaktu nebo prostřednictvím tenké mazací vrstvy nebo jejich kombinací. V počátečním stadiu kontaktu se přenos sil ke kosti zabezpečuje

hydrostatickým tlakem mazací tekutiny (synovia a voda). Tekutina z přechodné a hlubší vrstvy proudí příčně a směrem od kontaktní plochy. Dochází ke shlukování proteoglykanů a snižování propustnosti povrchové vrstvy, případně k jejímu uzavření. Vmezeřená tekutina může téct pouze v příčném směru.

V dalším časovém průběhu kontaktu dochází k vytlačování mazací vrstvy v kontaktní oblasti, chrupavka se deformuje a kontaktní plocha se zvyšuje. Po úplném odstranění mazací vrstvy, dochází opět ke snížení kontaktní plochy a ke zvýšenému zatížení matrice. Při fyziologické aktivitě (chůze, běh) se zatížení kloubu cyklicky mění (odlehčení, zatížení). Při odlehčení dochází k návratu mazací tekutiny zpět ke kontaktní oblasti a přenos sil se znovu děje prostřednictvím mazací vrstvy.

5. 6. 5 Tribologie

Pro funkci každého kloubu je vzhledem ke tření, ke kterému v něm dochází, důležité i jeho mazání. Úlohu fyziologického maziva převzala synoviální tekutina, která plní dvě základní funkce (Beznoska, 1985):

1. Dodává pružnost hyalinní kloubní chrupavce, a tím prodlužuje i její životnost.
2. Svými viskózně elastickými vlastnostmi je schopna zachytit i určité hodnoty tlakové síly (napětí).

Mazání kloubu je závislé na viskozitě mazací vrstvy a elasticitě kloubních povrchů.

Hyalinní chrupavka se skládá ze tří vrstev a na její stavbě se kromě chondrocytů a kolagenních vláken podílí i základní proteoglykanová hmota. Tato mikroskopická i biochemická skladba kloubní chrupavky umožňuje volnou difúzi synoviální tekutiny z kloubní dutiny do povrchových vrstev a kloubní chrupavky a obráceně. Základní proteoglykanová hmota tím, že je hydrofilní, udržuje určitý hydrostatický tlak, který má vliv na pružnost kloubní chrupavky.

Mazací vrstva (Valenta, 1997) se vytváří ze dvou zdrojů, a to synoviální membrány (synoviální tekutina) a vody. Chrupavka obsahuje molekuly proteoglykanu (~ 25% hmotnosti suché tkáně), které jsou záporně nabitě a přitahují molekuly vody (vodík má kladný náboj).

Při zatížení dochází k elastické kompresi chrupavky, zvýšení denzity základní proteoglykanové hmoty, a tím k omezení prosté difúze. Současně je kompresí vytlačována synoviální tekutina ze všech vrstev kloubní chrupavky do kloubní dutiny, kde vytváří povrchový lubrikační film. Vzniká tlumící hydrodynamický proces za spolupůsobení elastických vlastností kolagenové substance. Jakmile dochází k dekompresi, snižuje se denzita základní hmoty a synoviální tekutina je nasávána zpět do kloubní chrupavky (působení osmotického tlaku) a chrupavka se vrací zpět do původního tvaru. Schopnost chrupavky absorbovat synoviální tekutinu značný význam pro snížení tření stykových ploch. Koeficient tření mezi kloubními povrchy je u zdravých kloubů: $f = 0,001 - 0,02$. (Valenta, 1985).

Permeabilita chrupavky je silně závislá na stupni jejího zatížení a deformaci a ovlivňuje tloušťku vmezeřeného filmu synoviální tekutiny. Protože kloubní chrupavka nemá vlastní cévní zásobení a je vyživována synoviální tekutinou, umožňuje tento mechanismus látkovou výměnu i v hlubších vrstvách chrupavky.

Synoviální tekutina tvoří tekutou složku kloubů. Z hlediska reologie lze synoviální tekutinu považovat na newtonovskou tekutinu s výraznými viskoelastickými vlastnostmi. Viskozita je závislá na pH a iontovém složení roztoku a patologickém stavu kloubu. Jakákoli změna ve složení synoviální tekutiny či skladbě kloubní chrupavky se musí projevit i ve změně tribologických poměrů v kloubu.

Klinický význam

Pro nutrici kloubní chrupavky je významné její cyklické zatěžování během pohybu.

Svou úlohu v tribologických poměrech má i vzájemný poměr klouzavého a valivého pohybu. U pacientů s lézí ACL dochází i ke změnám tribologických poměrů právě na základě změny poměru valivého a klouzavého pohybu. Tyto změny projevující se abnormálním otěrem částic kloubní chrupavky předcházející makroskopickým změnám kloubní chrupavky (Evans et al., 1982)

5. 6. 6 Stabilita

Stabilita kolenního kloubu vzniká působením tří stabilizačních systémů.:

1. systémem vazivových (pasivních) stabilizátorů,
2. systémem svalových (aktivních, dynamických) stabilizátorů,
3. stabilitou danou kontaktem kloubních ploch; na jejím vytvoření se podílejí tvar kloubních ploch a tlakové síly působící v kloubu.

Všechny tři systémy společně zajišťují celkovou stabilitu kloubu, která se může v závislosti na různých okolnostech měnit. Na celkovou stabilitu kloubu působí síly zevního prostředí. Jsou-li tyto síly menší nebo v rovnováze se silami vznikajícími působením tří uvedených stabilizačních systémů, jde o tzv. funkční stabilitu kloubu. Jsou-li však působící zevní síly větší, dochází v závislosti na jejich velikosti a rychlosti působení ke vzniku akutní nebo chronické instability.

Kloub je proto funkčně stabilní pouze tehdy, je-li schopen se plně vyrovnat s nároky na něj kladenými působením zevního prostředí, aniž dojde k jeho poškození.

System vazivových (pasivních či statických) stabilizátorů

Jakákoli instabilita kolenního kloubu je spojena s poškozením vazivových stabilizátorů.

TEORIE PRIMÁRNÍCH A SEKUNDÁRNÍCH VAZIVOVÝCH STABILIZÁTORŮ

Vazy stabilizující kolenní kloub lze z funkčního hlediska rozdělit na primární a sekundární vazivové stabilizátory. Pro každý druh pohybu v kloubu existuje jeden až dva primární vazivové stabilizátory a řada stabilizátorů sekundárních.

Primární stabilizátor má rozhodující stabilizační účinek pro pohyb v kloubu v daném směru a současně chrání sekundární stabilizátory před poškozením.

Stabilizační účinek jednotlivých sekundárních stabilizátorů je mnohem menší, nelze jej však podcenit, neboť výsledná pasivní stabilita kloubu v daném směru (pohybu) je dána součtem stabilizačních účinků všech vazů (tj. primárních i sekundárních). Zda je daný vaz primárním nebo sekundárním stabilizátorem, je určeno dvěma rozhodujícími faktory:

Prvním je poloha kloubu, tzn. stupeň flexe a současně velikost rotace bérce. V závislosti na postavení kloubu se totiž může stabilizační účinek jednotlivých vazů měnit. Druhým faktorem je druh pohybu.

Podle Noyese (1980) má dělení stabilizátorů na primární a sekundární značný klinický význam. Jestliže je klinický test pro určitý druh instability pozitivní, znamená to, že došlo k lézi primárního stabilizátoru. Na druhé straně je-li test negativní, nevylučuje to možnost poranění primárního stabilizátoru.

Síla, kterou jsme schopni vyvinout při vyšetřování, je mnohonásobně menší, než síly, které působí na kloub během pohybu. Funkční stabilita je závislá na velikosti zatížení, které je na kloub během určité činnosti kladeno.

STABILIZAČNÍ ÚČINEK VAZŮ PŘI PASIVNÍCH POHYBECH

Mezi základní klinické testy vazivového aparátu kolenního kloubu patří i testování jeho stabilizačního účinku při pasivních pohybech v kloubu. Sem patří přední a zadní zásuvkový test ve 30° a 90° flexe. Dále sem patří abdukční a addukční test ve 30° flexe a plné extenzi.

Vazy stabilizující ventrální posun tibie: Primárním stabilizátorem, byl vždy (při 30° i 90° flexe) ACL. S nárůstem dislokace se zvětšoval i stabilizační účinek vazů (85% při posunu o 5 mm). Stabilizační účinek ostatních vazů (oba postranní vazy, pouzdro, tractus iliotibialis) činil pouze 15%.

Při 90° flexe má velký vliv na velikost stabilizačního účinku jednotlivých vazů rotace bérce. Pro zásuvkový test v 90° flexe a ZR bérce existují dva primární stabilizátory. ACL a vnitřní postranní vaz. I zde se měnil stabilizační účinek vazů v závislosti na velikosti posunu. Při posunu 2 mm převládal stabilizační účinek MCL (58%), zatímco účinek ACL byl menší (35%). Při zvětšení posunu na dvojnásobek se zvětšil stabilizační účinek ACL na 51% a současně poklesl stabilizační účinek MCL na 40%. Stabilizační efekt ostatních vazů byl mnohem menší.

Obdobně pro přední zásuvkový test v 90° flexe, ale při vnitřní rotaci bérce, existují dva primární stabilizátory – ACL a iliotibiální trakt. I zde má významnou roli velikost posunu. Zpočátku převládá stabilizační účinek iliotibiálního traktu (75%) a účinek ACL

byl velmi malý (10%). Při zvětšení posunu na 4 mm stoupl stabilizační efekt ACL na 43% a účinek iliotibiálního traktu poklesl na 48%.

Testování kloubu s lézí ACL, může být přední zásuvkový test negativní, protože síla vynaložená při vyšetřování nestačí překonat stabilizační účinek sekundárních stabilizátorů.

Vazy stabilizující dorzální posun tibie: Jediným dominantním primárním stabilizátorem je PCL. Vnitřní i zevní rotace nemají na stabilizující účinek vazů vliv.

Vazy stabilizující kloub při abdukci bérce: Primárním stabilizátorem je vždy vnitřní postranní vaz. Se zvětšující flexí se jeho účinek zvyšuje, protože v plné extenzi je napnutá dorzální třetina mediální části pouzdra.

Vazy stabilizující kloub při addukci bérce: Primárním stabilizátorem je zevní postranní vaz. Jeho stabilizační účinek během flexe stoupal, naopak klesal stabilizační účinek dorzální části pouzdra.

Stabilizační efekt obou zkřížených vazů při abdukci a addukci – oba vazy mají poměrně malý stabilizační význam jak při addukci a abdukci. Podle Noyese a spolupracovníků je stabilizační účinek zkřížených vazů při dukčních pohybech závislý na stupni flexe a druhu dukce. Při abdukci bérce nedochází pouze k rotačnímu, ale i k malému translačnímu pohybu bérce zevně. Při addukci je tomu obráceně. Proto při abdukci dochází díky průběhu obou zkřížených vazů ve frontální rovině ke zvýšení tenze zadního zkříženého vazů a naopak k relaxaci ACL. V plné extenzi je ACL napnut jako celek více než PCL, ale díky translačnímu pohybu se tenze obou vazů vyrovnává, a tím i jejich stabilizační účinek. Ve flexi 25° vzhledem k určité relaxaci ACL a zvýšení tenze PCL (nejen translačním pohybem, ale i jeho vzrůstajícím napětím při flexi) je stabilizační účinek PCL z hlediska abdukce větší než ACL.

Při abdukci bérce v plné extenzi dochází díky translačnímu pohybu mediálně ke zvýšení tenze již dosti napnutého ACL, takže jeho stabilizační účinek v tomto postavení převládá nad stabilizačním účinkem PCL. Při flexi 25° dojde k relaxaci ACL a zvýšení tenze PCL. Díky translačnímu pohybu je stabilizační efekt obou zkřížených vazů opět

přibližně stejný. Uvedená fakta mohou objasnit mechanismus poškození zkřížených vazů, a to hlavně při postavení blížícím se extenzi kloubu.

Vnitřní postranní vaz je dominantním vazivovým stabilizátorem na vnitřní straně kloubu. Je primárním vazivovým stabilizátorem kloubu při abdukci a ZR bérce.

Přední zkřížený vaz je primárním stabilizátorem při ventrálním posunu tibie a současně i pro vnitřní rotaci bérce i hyperextenzi v kolenním kloubu. ACL je pouze sekundárním vazivovým stabilizátorem při dukčních pohybech. K jeho poranění může dojít až při určitém stupni ruptury příslušných stabilizátorů. Pro posouzení integrity vazů je nejcitlivější Lachmanův test.

Zadní zkřížený vaz je primárním stabilizátorem při dorzální dislokaci tibie a jeho účinek je ovlivněn rotačními pohyby bérce minimálně.

Zevní postranní vaz je primárním stabilizátorem na zevní straně kloubu. Ve své stabilizační funkci je podporován účinkem šlachy m. popliteus, lig. popliteum arcuatum a iliotibiálního traktem.

Dorzální část pouzdra tvořená hlavně šikmým kapsulárním vazem, lig. popliteum obliquum a lig. popliteum arcuatum má klinicky významný stabilizační účinek při extenzi kloubu, a to jak z hlediska abdukce či addukce. Při flexi vzhledem k ochabnutí dorzální části pouzdra její stabilizační účinek značně klesá.

SYSTÉM AKTIVNÍ STABILITY KLOUBU

Aktivní neboli dynamické stabilizátory kolenního kloubu tvoří svaly v okolí kloubu. Z biomechanického hlediska mají dvě funkce:

- 1) provádějí aktivní pohyb v kloubu
- 2) zajišťují aktivní stabilitu kloubu jak v klidu, tak při pohybu.

Zatímco při pohybu dochází k izotonické kontrakci svalů, je izometrickou kontrakcí kloub stabilizován v určitém postavení. Při obou druzích svalové kontrakce dochází ke zvýšení tlakových sil působících na kloubní plochy, a to jak při pohybu, tak v klidu. Z těchto důvodů se stabilizační účinek svalů při určitém pohybu projevuje

- přímo i aktivní kontrakcí antagonistických svalů daného pohybu

- nepřímo zvýšením velikosti tlakových sil působících na kloubní plochy (stabilita daná kontaktem kloubních ploch), pohyb v kloubu vede i ke změně napětí jednotlivých vazů, a tím ke zvýšení jejich stabilizačního účinku.

O funkci každého svalu z hlediska působení rozhoduje několik faktorů. Mezi které patří lokalizace začátku i úponu svalu, tedy jeho průběh vzhledem k jednotlivým osám pohybu v kolenním kloubu. Dále je to síla, kterou je schopen sval při kontrakci vyvinout, způsob úponu svalu apod.

STABILITA DANÁ KONTAKTEM KLOUBNÍCH PLOCH

Na stabilitě kloubu dané kontaktem kloubních ploch se podílejí dva faktory:

1. Vlastní tvar nezatížených kloubních ploch včetně menisků.
2. Schopnost elastické deformace kloubních ploch působením tlakových sil.

Na nezatíženém kloubu se tvar kloubních ploch podílí na stabilitě kloubu minimálně, do popředí vystupuje stabilizační vliv menisků. Po jejich odstranění vzrůstá laxita kloubu, a tím i rozsah pasivně prováděných pohybů.

Při zatížení kloubních ploch, tedy při působení tlakových sil dochází k elastické deformaci kloubních ploch, tím ke změně jejich tvaru a zvýšení vzájemného kontaktu kloubních ploch. Všechny tyto faktory zvyšují stabilitu kloubu. Snižují laxitu, a tím i rozsah pohybu v kloubu.

CELKOVÁ STABILITA KLOUBU

Při funkční zátěži působí na kloub různě orientované síly. Aby byl kloub plně stabilní, musí celková výslednice těchto sil směřovat kolmo na tibiální plató, jinak dochází k dislokaci artikulujících kostí ve směru působení dané výsledné síly. Svalový systém je schopen svým aktivním působením a vzájemnou koordinací činnosti jednotlivých svalů ovlivnit velikost a orientaci výsledné síly působící na kloubní plochy.

Ne vždy je tato regulace zcela přesná, takže dochází k určité silové „dysbalanci“. Ta je neutralizována ostatními stabilizačními systémy (vazy, kontakt kloubních ploch). Je-li překročena fyziologická kompenzační schopnost těchto systémů, dochází k akutnímu či chronickému poškození vazivového aparátu. Poměr stabilizačních účinků jednotlivých

systému se mění v závislosti na zatížení kloubu. Proto musí existovat vzájemná koordinace v působení jednotlivých systémů.

Koordinace mezi vazivovým a svalovým aparátem je zajištěna pomocí kinetického řetězce (Payr, 1927). Podle jeho teorie dochází při pohybu i při působení zevních sil k dráždění nervových receptorů, které jsou lokalizovány zejména ve zkřížených vazech a v pouzdru. Tyto proprioreceptory prostřednictvím senzitivních nervových vláken informují CNS o postavení kloubu, jeho pohybu a o napětí vazů. Tyto informace jsou v CNS zpracovány a motorickými nerovnými drahami je působením svalů v okolí kloubu zajištěna normální, fyziologická činnost kloubu. Podle Popeho a spolupracovníků proběhne tento neuromuskulární reflex během 330 milisekund. Proto je význam reflexu omezený v závislosti na rychlosti působícího násilí.

Koordinace mezi vazivovým aparátem a systémem stability, daným kontaktem kloubních ploch, závisí zejména na kinematice kloubu. Změna tenze vazů při pohybu má za následek i určité zvýšení tlakových sil působících v kloubu. Jestliže provedeme tonizaci určitého vazů změnou jeho úponu či začátku, může dojít ke značnému zvýšení tenze vazů v určité fázi pohybu, a tím se zvětšují i tlakové síly působící v kloubu. Následkem může opotřebení kloubních ploch i postupná distenze původně tonizovaného vazů.

Klinický význam: Při vyšetření vyšetřujeme laxitu kloubu, přesněji laxitu vazivového aparátu, a na stabilitu kloubu usuzujeme nepřímě. Vyšetřením nezjistíme, zda je kloub stabilní při zatížení, neboť vazivový aparát je pouze součástí celkového stabilizačního systému kolenního kloubu. Jestliže je kloub při klinickém vyšetření stabilní, neznamená to, že je stabilní i při normálním funkčním zatížení. Je to dáno rozdílnou velikostí sil působících při vyšetření a při funkčním zatížení kloubu. Každá instabilita je vždy spojena s porušením integrity jeho vazivového aparátu.

5.7 REOLOGIE

5.7.1 Obecně

Reologie je nauka o mechanických vlastnostech látek, je rozšířením teorie pružnosti a pevnosti na látky, kde vztah mezi napětím, deformací a rychlostí deformace je složitější než u klasických kovových materiálů. Název reologie vychází z řeckého slova rheos, znamenajícího tok. Zdůraznění toku látek souvisí se skutečností, že u mechanicky složitějších látek, mezi kterými biolátky tvoří velmi významnou skupinu, vztah mezi deformací a napětím se významně mění s časem. Taková závislost je typická pro kapaliny, tedy látky, pro které je tečení dominantní jev. Reologie však již svým názvem se snaží zdůraznit, že časová závislost napětí a deformace je typickým jevem pro všechny mechanicky (reologicky) složitější látky. Stírá pevnou hranici mezi pevnou látkou a kapalinou. Pro popis mechanických (materiálových) vlastností látek zavádí reologie modely, v kterých kombinuje vlastnosti klasických pružných (elastických) pevných látek, viskózních kapalin a ve složitějších případech i plastických látek. Jedná se o viskoelastické modely) a obecné reologické modely, o kterých dále pojednáme podrobněji.

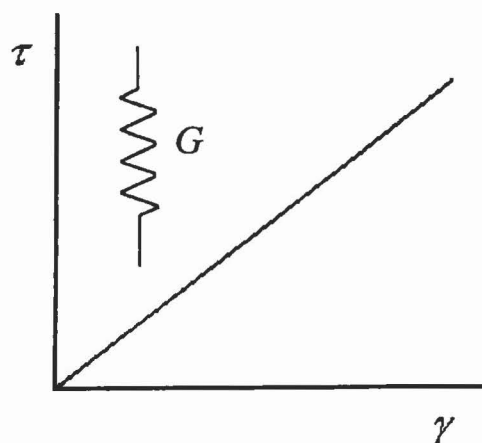
5.7.2 Reologické modely

Pro modelování reologických vlastností látek používáme jednoduché prvky, které reprezentují základní vlastnosti:

- **Elasticitu:** Hookovská neboli klasická elastická látka je látka, pro kterou je napětí τ přímo úměrné deformaci γ . Tuto závislost vyjádříme charakteristickou reologickou rovnicí:

$$\gamma = \frac{1}{G} \tau \quad (1)$$

Graficky ji vyjádříme přímkou úměrností a jako model pro tuto závislost zvolíme pružinu s připsanou hodnotou modulu pružnosti ve smyku G vystihující tuhost pružiny (obr. 5. 19).



Obr. 5. 19 – Grafické vyjádření a model klasické elastické (Hookovské) látky (Havránek, 2003, s. 50).

Ideální elastická deformace je okamžitá a dokonale vratná a to nezávisle na době trvání deformace a rychlosti jejího vzniku. Hookův zákon platí ale jenom do určitého zatížení, dokud napětí nedosáhne jisté meze. Tato mez se nazývá mezí úměrnosti.

Rovnice (1) je zapsána pro smyk, protože při reologických úvahách se většinou zajímáme o tvarovou, tedy smykovou deformaci (podrobněji viz Havránek 2003). Hookův zákon pro tah (smíšená objemová a tvarová deformace) vyjadřujeme rovnicí:

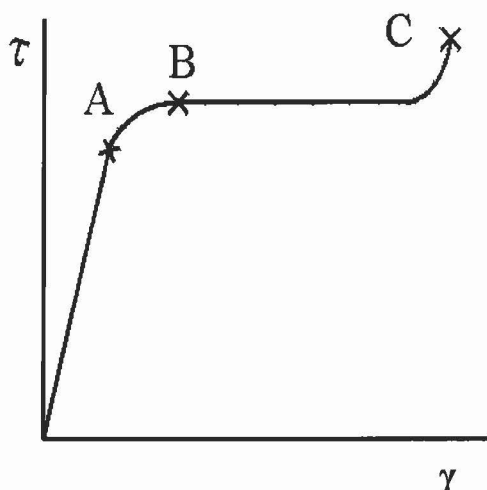
$$\sigma = E \varepsilon_r \quad (2)$$

Konstanta úměrnosti E se nazývá modul pružnosti (v tahu). Její jiný název je Youngův modul. ε_r je veličinou, která má název relativní prodloužení. To lze vypočítat jako poměr prodloužení a počáteční délky zatěžovaného vzorku. Pro relativní prodloužení platí vztah:

$$\varepsilon_r = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (3)$$

Vyšetřujeme-li experimentálně vztah mezi napětím a deformací pro nějakou konkrétní látku, přímá úměrnost mezi napětím a deformací bývá splněna jen v určitém omezeném, pro různé látky různě velkém, intervalu napětí.

Pro některé materiály je závislost napětí na deformaci popsána křivkou schematicky



Obr. 5. 20 Graf závislosti napětí na deformaci (Havránek, 2003, s. 50)

znázorněnou na obr. 5. 20.

Až po napětí τ_A odpovídající bodu A křivky je deformace úměrná napětí. Bodu A říkáme **mez úměrnosti**. Pro napětí $\tau < \tau_A$ se materiál chová jako hookovská látka. Překročí-li napětí hodnotu τ_A , přímá úměrnost mezi napětím a deformací je porušena. Až po napětí τ_B , které odpovídá bodu B křivky, deformace vzorku po odstranění napětí klesá na nulovou hodnotu. Vzorek po odtížení zaujímá svůj původní tvar. Takovou látku nazýváme pružnou neboli elastickou.

Bod B z obr. 5. 20 nazýváme **mezi pružnosti** nebo též **mezi elasticity**. Při dalším zvyšování napětí vzorek po odtížení zůstane již trvale deformován. Velikost trvalé deformace nezávisí jen na velikosti působící síly, ale i na době jejího působení. Po překročení meze pružnosti začne materiál plasticky téct, což znamená, že jeho deformace závisí nejen na velikosti napětí, ale i na časovém a prostorovém průběhu napětí i deformace. Graf z obr. 5. 20 mezi bodem B a C, kdy se vzorek přetrhne, tedy nepopisuje plně chování látky.

V oblasti mezi body A a B grafu z obr. 5. 20 je látka elastická, po odtížení zaujme svůj původní tvar, ale není hookovská, deformace není lineární funkcí napětí. Říkáme, že látka je v uvedené oblasti nelineárně elastická. Látka z grafu na obr. 5. 20 je nelineárně elastická pro napětí τ z intervalu $\tau_A < \tau < \tau_B$. Je to poměrně malý a ne příliš významný obor jejího reologického chování.

- **Viskozita** kapalin je analogická smykovému tření mezi pevnými tělesy. Je důsledkem smykového napětí, vznikajícího mezi jednotlivými vrstvami kapaliny při jejím toku. Veličina udávající velikost vnitřního tření (odporu proti vzájemnému posunu molekul) v kapalině. Tuto vlastnost vyjadřujeme koeficientem viskozity η (dynamickou viskozitou), který charakterizuje danou kapalinu a pro který při laminárním proudění platí vztah:

$$\eta = \frac{\tau}{\Delta v / \Delta y} \quad (4)$$

kde τ je smykové napětí vznikající při proudění kapaliny a $\Delta v / \Delta y$ gradient rychlosti, tj. rozdíl rychlostí Δv dvou vrstev vzdálených o Δy . Jednotkou dynamické viskozity je Pa.s. $1 \text{ Pa.s} = 1 \text{ kg m}^{-1} \text{ s}^{-1}$.

Rovnici (4) lze přepsat do tvaru Newtonova viskózního zákona (např. Havránek 2003), když gradient rychlosti $\Delta v / \Delta y$ nahradíme jeho alternativním vyjádřením $d\gamma/dt$, kterým je derivace smykové deformace γ dle času t ;

$$\frac{d\gamma}{dt} = \frac{1}{\eta} \tau \quad (5)$$

Veličinu $d\gamma/dt$ nazýváme rychlost deformace.

Newtonovská látka (newtonovská kapalina) je látka, pro kterou rychlost deformace je přímo úměrná napětí, tedy látka, jejíž chování odpovídá rovnici (5), která tak je charakteristickou reologickou rovnicí newtonovské látky. Graficky tuto závislost vyjádříme přímou úměrností a jako model pro ní zvolíme píst s připsanou hodnotou viskozity η (obr. 5. 21). Newtonovské látky jsou reologicky nejjednodušší látky.

Rychlost deformace není u reologicky složitějších viskózních látek úměrná napětí, tedy pro ně neplatí Newtonův viskózní zákon (5). Takovým látkám říkáme **neneutronovské** nebo též **nelineárně viskózní látky**. Podobně jako chování nelineárně elastických látek i chování nelineárně viskózních látek je přesně popsáno pouze, známe-li průběh celé křivky vztahu rychlosti deformace D vůči napětí τ .

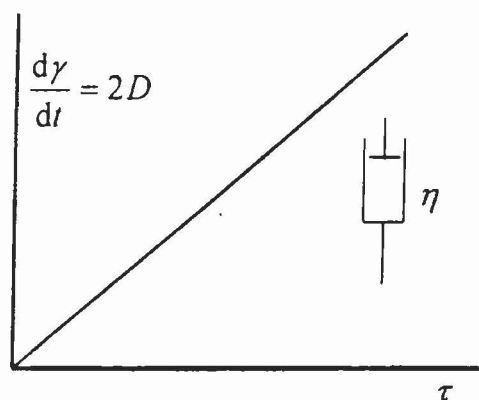
Podíl dynamické viskozity a hustoty kapaliny nazýváme **kinematická viskozita** ν

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} . \quad (6)$$

Jednotkou kinematické viskozity je m^2s^{-1} .

Nízko viskózní kapaliny tečou snadno (např. voda), vysoce viskózní kapaliny tečou obtížně (např. med). Viskozita maziva má velký vliv na kvalitu mazání. Pokud je viskozita příliš nízká (vysoká tekutost), mazivo je vytlačováno z mazacího prostoru, dochází ke ztenčení filmu maziva, což způsobí nedostatečné mazání a může dojít k poškození mazaných ploch. Pokud je viskozita maziva Příliš vysoká (nízká tekutost), mazivo se

obtížně dostává do mazacího prostoru, což způsobí nedostatečné mazání a může dojít k poškození mazaných ploch. Viskózní mazivo způsobuje velké pasivní odpory třecích ploch. Viskozita kapalin závisí na teplotě a tlaku. S rostoucí teplotou klesá, s rostoucím



Obr. 5. 21 – Grafické znázornění chování a model Newtonovské látky (Havránek, 2003, s. 54)

tlakem vzrůstá. Vliv tlaku je však většinou zanedbatelný, projevuje se až při velmi vysokých tlacích.

Rychlost deformace látky nemusí být pouze funkcí smykového napětí τ , ale i doby, po kterou smykové napětí působí. Zvětšuje-li se rychlost deformace s dobou působení stálého smykového napětí, mluvíme o **tixotropní látce**, zmenšuje-li se rychlost deformace s dobou působení napětí, mluvíme o **reopexní látce**.

- **Plasticita** Plastickými nazýváme látky, u nichž tečení (tečením zde nazýváme pohyb, při kterém rychlost deformace D je různá od nuly) nastává až po překročení jisté mezní hodnoty napětí. V reologické systematice charakterizujeme plastické chování modelem Saint-Venantovým, jehož symbol je znázorněn na obr. 5. 22.

Saint-Venantova látka (StV-látka) je modelová látka, která se pro smykové napětí menší,



Obr. 5. 22 – Model plastické látky.
(Havránek, 2003, s. 54)

než je mezní napětí τ_0 , chová jako tuhé těleso a při

dosažení mezního napětí τ_0 začne téct, přičemž napětí se udržuje na své mezní hodnotě, kterou nemůže překročit. Toto chování vystihuje grafický symbol na obr. 5. 22, který znázorňuje blok

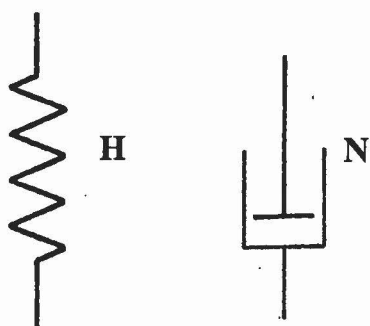
spočívající na rovné podložce, přičemž vzájemnému pohybu bloku a podložky brání síla smykového (vlečného) tření. Je-li vnější síla snažící se posunout blok vůči podložce menší, než je síla smykového tření, k pohybu nedojde. Dosáhne-li vnější síla hodnotu smykového tření, vzájemný pohyb bloku a podložky se uvolní. Kdyby vnější síla byla větší, než je síla tření, pohyb bloku by byl zrychlený. Tento případ vylučujeme tím, že u StV-modelu nepředpokládáme, že by napětí τ mohlo být větší než τ_0 . Případu $\tau = \tau_0$ odpovídá rovnost vnější síly a síly tření; blok se pohybuje konstantní rychlostí, jejíž velikost je určena počátečními podmínkami pohybu.

Předpoklad, že při plastickém toku napětí nepřevyšuje hodnotu $\tau = \tau_0$, je idealizací, ale není to předpoklad zcela umělý. Jakmile začne látka plasticky téct, napětí se v ní nemusí dále zvyšovat. V reálných plastických látkách může po překročení mezního napětí

dojít jak k zvýšení tak i snížení napětí a přesný popis jejich reologického chování je obtížný.

Teorie plasticity je matematicky náročná a v celé řadě bodů její koncepce nejsou zcela ustálené.

StV-model (obr. 5. 22) je základním modelem plastické látky, podobně jako H-model (obr. 5. 23 a)) a N-model (obr. 5. 23 b)) jsou základními modely elastické resp. viskózní látky. Spojením H a N-modelů jsme získali reologické modely viskoelastických látek, spojením StV-modelů s modely H a N získáme reologické modely dalších druhů látek. Takovým modelům budeme říkat **obecné reologické modely**.



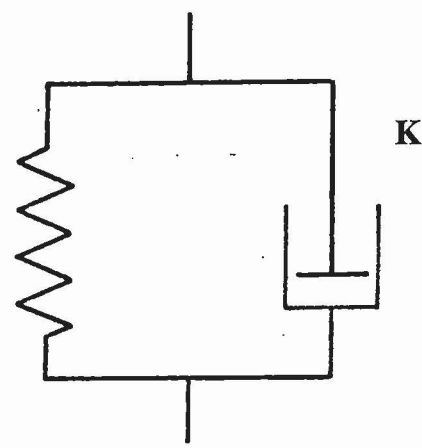
Obr. 5. 23 a) Obr. 5. 23 b)
(Havránek, 2003, s. 56)

Viskoelastická: Pro reologický popis látek, které leží na pomezí mezi kapalinami a pevnými látkami, je nutno zavést modely kombinující vlastnosti obou druhů látek. Nejjednodušším takovým modelem je model lineární viskoelastické látky, který vznikne kombinací vlastností newtonovské viskózní

kapaliny a hookovské elastické látky. Pro větší názornost přiřazujeme modelům reologických látek grafické symboly. Vztah mezi napětím a deformací hookovské látky (rov. 1; obr. 5. 19) je stejný jako vztah mezi silou protahující kovovou pružinu a relativním prodloužením této pružiny. Proto chování



Obr. 5. 24



Obr. 5. 25

(Havránek, 2003, s. 56)

hookovské látky symbolizujeme spirálovou pružinou, pro níž užíváme grafický symbol

znázorněný na obr. 5. 23 a). Chování newtonovské látky se vystihuje pístem pohybujícím se ve viskózní kapalině; užívané symbolické označení pístu je znázorněno na obr. 5. 23 b). Předpokládá se, že rychlost pohybu pístu je přímo úměrná síle na něj působící, což je závislost odpovídající vztahu mezi rychlostí deformace a napětím newtonovské látky (viz rov. 5 a obr. 5. 21)

Nejjednodušší modely viskoelastických látek získáme, spojíme-li sériově nebo paralelně modely hookovské a newtonovské látky. Tak vznikne model Maxwellův znázorněný na obr. 5. 24 a model Kelvinův (užívá se pro něj též názvu Voigtův) znázorněný na obr. 5. 25. Hookovská pružinu je označena písmenem H, newtonovský píst písmenem N, Maxwellův model M, Kelvinův model K, sériové spojení vodorovnou čarou – a paralelní spojení šikmou čarou /. Pro Maxwellův model M pak můžeme psát stručné označení $M = H - N$, které ukazuje, jak je model sestaven. Obdobně pro Kelvinův model dostáváme vyjádření $K = H / N$.

Každému modelu odpovídá reologická rovnice určující časovou závislost vztahu mezi napětím τ a deformací γ . Pro model hookovské látky H je to přímá úměrnost

$$\gamma = \frac{1}{G} \tau \quad (1)$$

pro model newtonovské látky přímá úměrnost mezi časovou derivací deformace a napětím

$$\frac{d\gamma}{dt} = \frac{1}{\eta} \tau \quad (5)$$

Význam základních reologických modelů tkví v možnosti vystihnout charakter sledovaných závislostí, ne v detailním popisu jejich průběhu.

Charakteristickými rysy viskoelasticity jsou, relaxace a tečení. Když je vzorek náhle zatížen a deformace pak zůstává konstantní, odpovídající napětí indukované v tělese s časem klesá. Tento jev se nazývá relaxace napětí (*stress relaxation*). Jestliže je těleso zatíženo a zátěž potom zůstává konstantní, deformace tělesa dále pokračuje, tento jev je nazýván tečení (*creep*). Když je vzorek vystaven harmonicky se měnícímu napětí, deformační odpověď je fázově posunutá harmonická funkce. Fázové posunutí a poměr

amplitud obou harmonických funkcí jsou viskoelastické charakteristiky zkoumaného vzorku při dané frekvenci.

Výklad hystereze

Když je těleso vystaveno cyklickému zatěžování, vzájemný poměr napětí-deformace při zatěžování je obvykle poněkud odlišný než při odlehčení, tento fenomén je nazýván hystereze. Je to vlastnost systémů, které na působení síly nereagují okamžitě, ale opožděně, tedy ne elasticky ale viskoelasticky. Při elastické odezvě se energie nedisipuje, při viskoelastické ano. Plocha hysterézní křivky (viz kap. 6) odpovídá množství disipované energie.

Při reologickém vyšetřování kolenního kloubu, které je hlavním cílem naší práce, vycházíme z hysterézní křivky, kterou sejmeme reometrem. Její tvar a plocha odpovídající množství kolenem disipované energie budou základními parametry pro hodnocení vývoje stavu zkoumaného kolena. Reometrem snímaná závislost je poměrně složitou reologickou (viskoelastickou) funkcí stavu kolena, a proto právě integrální veličiny, jakými tvar křivky a disipovaná energie jsou, vhodně popisují zkoumaný děj.

5.7. 3 Reologie některých biologických látek

Obecně je možné popsat základní mechanické vlastnosti zátěžovou křivkou. Pro některé technické materiály (ocel) je zátěžová křivka v určité části zátěže lineární a po zavedení poměrných veličin napětí (síla na plochu) a poměrné deformace (změna délky dělená původní délkou) je snadno popsatelná lineárním Hookovým zákonem.

Biologické tkáně se vyznačují viskoelastickými vlastnostmi a nelineárním průběhem zátěžové křivky, která navíc závisí i na čase a rychlosti deformace.

Biologické materiály můžeme charakterizovat jako neHookovské, nelineární, nehomogenní látky. Jejich vlastnosti jsou dynamické v čase, závislé na pohlaví, věku, biorytmu, hydrataci, zátěžové historii, únavě, ovlivněny metabolickými a neurofyzilogickými pochody apod. Viskózní vlastnosti jsou závislé na protažení, stlačení, čili na poloze kloubu, u svalů záleží i na stupni aktivace.

Mechanické vlastnosti biomateriálů jsou do značné míry dány stavbou a uspořádáním tkáně. Základním stavebním prvkem některých z nich (vazy) jsou vlákna elastinu a kolagenu. Elastin se vyznačuje značnou schopností pružných deformací (až 150 %), kolagen naopak značnou tuhostí a pevností v tahu. Míra zastoupení jednotlivých vláken a jejich prostorové uspořádání výrazně určují výsledné mechanické vlastnosti, které jsou navíc ovlivněny množstvím amorfnní mezibuněčné hmoty – především tekutiny a např. u kosti přítomností minerálních látek.

Biologické tkáně považujeme za viskoelastické materiály, což se projevuje závislostí tuhosti na rychlosti deformace, hysterézní křivkou při změnách zatížení a projevy relaxace a creepu v čase.

Chrupavka

Obecně můžeme říci, že chrupavka je tkáň anizotropní a nehomogenní, pro kterou je fyziologické zatěžování v tlaku. Má důležitou funkci pro snižování koeficientu tření mezi styčnými plochami kostí stýkajících se v kloubním spojení. Při pohybu v kloubu dochází k valení, obvykle v kombinaci s kluzným pohybem. Při klouzání je ve styku stále stejná oblast jednoho tělesa v průběhu vzájemného pohybu po povrchu tělesa druhého. Chrupavka spolu se synoviální tekutinou výrazně snižuje koeficient tření mezi kloubními plochami které jsou vzájemném styku Pro modelaci tlakového na průtoku závislém tečení a zátěžové relaxace kloubní chrupavky lze úspěšně použít bifazické teorie pro hydratované měkké tkáně. V této teorii je celkové napětí v chrupavce rozděleno do dvou částí. Část působící na pevnou složku (kolagenní fibrily, proteoglykany a další glykoproteiny a část působící na tekutou složku (voda, elektrolyt). Kolagenní síť zajišťuje vysokou tahovou tuhost a sílu tkáně.

Ligamenta a šlachy

Reologické vlastnosti jsou silně závislé na podílu základních strukturálních komponent: kolagenu a elastinu. Liší se výrazně umístěním, stářím a zátěžovou historií. Vazy i šlachy jsou uzpůsobeny přenášení zatížení v tahu a vzhledem k viskoelastickým vlastnostem se projevuje jak tečení, tak zpevnění podle způsobu aplikace vnějšího zatížení.

Šlacha tvoří se svaalem funkční komplex se značnými viskoelastickými vlastnostmi. Podle uspořádání svalových vláken a jejich připojení ke šlaše je přenášena síla ze svalu na vlastní kost.

Tvar křivky závislosti prodloužení na zátěži je závislý na historii předchozí zátěže a na době zatěžování. Navíc, díky ztrátám vnitřní energie, křivky zatížení a odlehčení nemají stejný průběh křivky, místo toho tvoří křivka hysterezní smyčku. Při opakovaném zatěžování je dosaženo stálého stavu, který se nemění, pokud se nezmění charakter cyklu.

Další důležitou viskoelastickou vlastností je tečení, nárůst deformace v čase s konstantní zátěží a zátěžová relaxace, snížení napětí v průběhu času s konstantní deformací. To je spolu s nelineárním vztahem mezi napětím a deformací, změnou v opakovaných cyklech společné pro další tkáně jako svaly a kůže.

Během chůze, cyklická relaxace napětí efektivně snižuje napětí v ligamentu. Tento fenomén může být nápomocný v prevenci únavové poruchy ligament. Během cyklického zatěžování konstantní zátěží, deformace se mírně zvětšuje a potvrzuje tak fenomén tečení. Po krátké době zotavení je patrný návrat k normální tuhosti kloubu a délce jako snížení na historii zatěžování závislého viskoelastického chování.

Synoviální tekutina

Viskoelastické vlastnosti synoviální tekutiny závisí na pH a iontové síle roztoku. Mohou se výrazně měnit s věkem a v patologii. Při zánětlivých, degenerativních i traumatických a mechanických afekcích se obvykle snižuje viskozita synoviální tekutiny.

Synoviální tekutina, která obsahuje méně HA oproti normálu, má nižší viskozitu. Při stálém smykovém zatížení, které vede k narovnání a seřazení dlouhých řetězců molekul, viskozita při zvyšující se smykové zátěži klesá.

Byla potvrzena i elasticita synoviální tekutiny (Ogston a Stanier's, 1953). Roztok HA s určitou minimální koncentrací a obsahem soli vykazuje při pH 2, 5 extrémně elastické vlastnosti a tvoří viskoelastickou pastu.

Zátěž a namáhání

Mechanická zátěž je silově deformační vliv okolního prostředí na živý organismus, který evokuje jeho specifickou odezvu. Provokuje adaptační mechanismy, které mohou mít charakter regeneračních a revitalizačních procesů a na druhé straně mohou vést k patologické reaktivitě organismu, provokovat degenerační procesy, způsobit orgánovou dysfunkci. Podle úrovně zátěže se hovoří o podprahové, monotónní, silově rizikové, rázové, vibrační.

Silová zátěž podle velikosti, časového průběhu a směru silového zátěžového pole vytváří různé druhy mechanického namáhání. Dělíme je na tah a tlak, které vyvolávají normálovou napjatost. Při smyku a krutu je vnitřní napjatost smyková. Mechanické vibrace, které na organismus působí, představují vibrační zátěž, která má specifické účinky na jednotlivé jeho části.

Působením vnějších sil se vytváří uvnitř tělesa mechanické napětí. Tolerance organismu je zátěž organismu odolávat a přizpůsobovat se do určité míry účinku mechanické zátěže. Limity tolerance ohraničují pásmo fyziologických zátěží.

Vznik třecích sil

Pohybuje-li se těleso po povrchu jiného tělesa, vzniká na styčné ploše třecí síla, směřující vždy proti probíhajícímu či vznikajícímu pohybu. Důležité je si uvědomit, že velikost třecí síly nezáleží na velikosti styčných ploch.

Velikost třecí síly závisí na součiniteli smykového tření f a na velikosti kolmé tlakové síly F_N , jíž jsou 2 tělesa k sobě přitisknuta. Tření se může měnit s rychlostí (Karas, Otáhal, Sušanka, 1990).

Typy tření: Tření (frikce) je po fyzikální stránce mechanický odpor (síla) působící proti pohybu pevného tělesa, které je v dotyku s jiným pevným tělesem nebo s tekutinou. Rozlišujeme např.: tření **smykové** (smyk pevných rovinných ploch). Uplatňuje se zde adheze (přitažlivost molekul) a abraze (obrušování nerovností). V kloubu je adheze i abraze minimalizovány chrupavkou.

Tření **valivé** (valení rotačního tělesa po podložce). Před tělesem se tvoří val materiálu, který je pak při pohybu hnut a funguje pak jako zábrana (odpor) vůči pohybu.

Rozvoj hydrodynamiky v 19. století umožnil zkoumat třecí sílu způsobenou viskozitou maziv. Tření **viskózní** (pohyb pevného tělesa ve viskózním prostředí).

Viskózní tření je často kombinováno s třením Coulombovým. Coulomb (1788) rozeznává tření jako **statické** (okamžik uvedení tělesa na podložce do pohybu), charakterizované statickým koeficientem tření f_s , μ_s a **dynamické** (udržování tělesa v pohybu), charakterizované dynamickým koeficientem tření f_d , μ_d .

Do teorie zavádí idealizaci, že dynamické tření nezávisí na rychlosti.

Z hlediska technického označujeme tření jako **suché** (tření bez maziva) při bezprostředním dotyku tuhých těles, tření **kapalinné** vzniká u funkčních ploch, které jsou dokonale odděleny souvislou vrstvou maziva nebo jiného média (tření na vzduchovém polštáři ap.). Přejížděcí oblastí mezi třením suchým a třením kapalinným je tření **polosuché** (polokapalinné), kdy z vrstvy maziva vystupují vrcholy nerovností povrchu.

Klasické modely tření se skládají z různých částí, kdy se každá část zabývá určitou stránkou třecí síly. Hlavním předpokladem je, že tření vzdoruje pohybu a jeho velikost je nezávislá na rychlosti a styčné ploše. Tento stav může být popsán následující rovnicí:

$$F = F_c \cdot \text{sgn}(v)$$

Tento popis třecí síly je pojmenován dle autora *Coulombovo tření* a představuje model ideálního stavu. Tento model nedefinuje třecí sílu pro nulovou rychlost. Tato síla může být nulová nebo nabývat jakékoliv hodnoty v intervalu $(-F_c, F_c)$. Pro jednoduchost je tento model často využíván pro kompenzaci tření.

5.7. 4 Reologie kloubního spojení

Pasívními viskoelastickými vlastnostmi jednotlivých kloubů lidského těla se zabývalo mnoho studií. Wright a Johns (1961) například zjišťovali pasivní tuhost metacarpophalagového kloubu III. prstu. Podle jejich zjištění mají na tuhost kloubu vliv (v pořadí podle důležitosti) elastické, plastické a viskózní jevy. Vliv tření je podle těchto autorů u zdravých kloubů zanedbatelný. Další měření ukázala relativní nezávislost hystereze na rychlosti pohybu (Esteki and Mansour, 1996). Such a spol. (1975) ve své studii ukazují závislost hystereze (a tedy množství disipované energie) na věku a pohlaví

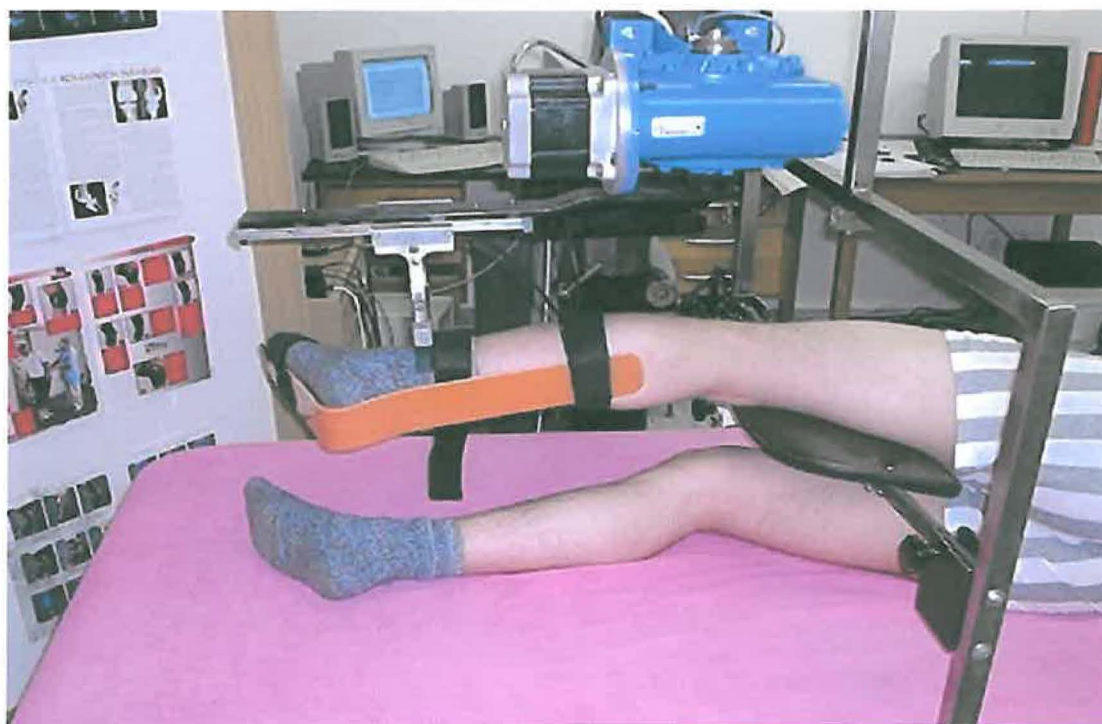
jedince. Udávají větší množství disipované energie a celkově větší tuhost kolenního kloubu u mužů než u žen a zároveň nárůst množství disipované energie s věkem.

Reologie kloubu je výrazně závislá na reologických vlastnostech intra a extraartikulárních tkáňových komponent. Dynamická stránka intraartikulární a extraartikulární složky poddajnosti má značný význam pro správnou funkci kloubu. Významným akumulátorem energie se stává sval pro své výrazné elastické vlastnosti (Otáhal, 1998). Pojem tzv. mechanické impedance představuje poměr komplexního momentu (resp. síly) ke komplexní úhlové rychlosti (resp. rychlosti). Celková impedance extraartikulárních komponent je dána paralelní kombinací impedancí svalů, vazivové tkáně, kůže apod. a hmotností jednotlivých segmentů. Kloubní elastická složka pasivní impedance je vyvolána zejména vazy, především v krajních polohách flexe a extenze. Kromě toho se uplatňuje Coulombovo tření s koeficientem tření 0,001 až 0,025.

6. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

6.1 ÚVOD

Experimentální stanovení reologických vlastností kolenního kloubu bylo prováděno na zařízení, které se nazývá reometr a bylo vyvinuto na Katedře biomechaniky FTVS UK (obr. 6. 1).



Obr. 6. 1 Reometr – ilustrační foto (Prokešová, 2005)

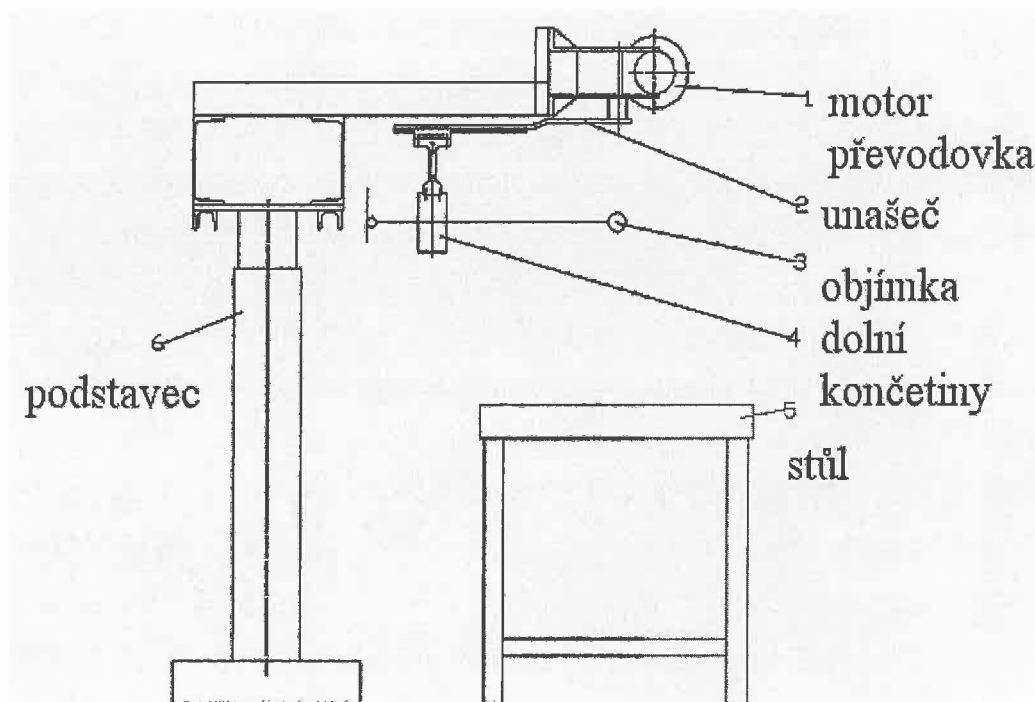
Pasivními viskoelastickými vlastnostmi jednotlivých kloubů lidského těla se zabývalo mnoho studií. Konkrétně zařízení pro měření pasivních odporů v kolenním kloubu doznalo během vývoje několika změn, jak v konstrukci samotného zařízení, tak i v metodice měření. V dosavadní historii bylo zařízení užíváno k měření zdravých jedinců.

V rámci tohoto experimentu probíhalo měření pasivních odporů vznikajících při pasivním pohybu KK do flexe a extenze u probanda s lézí ACL. Cílem bylo zjistit, zda se

objeví rozdíl mezi hodnotami naměřenými u zdravého a nemocného kolene a případně zachytit vývoj změn v průběhu rekonvalescence.

Při prvním měření byla odebrána základní data o jedinci a mechanismu úrazu, při každém dalším měření byl proband dotazován na aktuální zdravotní stav a případné nežádoucí vlivy (bolest, nemoc, předchozí zatížení atd.), aby nedošlo k nežádoucímu ovlivnění výsledků. Měření probíhalo na přístroji zvaném reometr v laboratorních podmínkách laboratoře BEZ (Biomechanika extrémních zátěží) na FTVS UK, v určitých časových odstupech, přičemž před měřením jedinec nedodržel žádný, předem přesně stanovený pohybový režim. Požadavkem bylo pouze vyvarovat se různým extrémním aktivitám a přetěžování, obzvláště pak kolenního kloubu, ale jinak nebyl proband ve svých aktivitách nikterak omezován.

6. 2. POPIS PŘÍSTROJE A JEHO FUNKCE



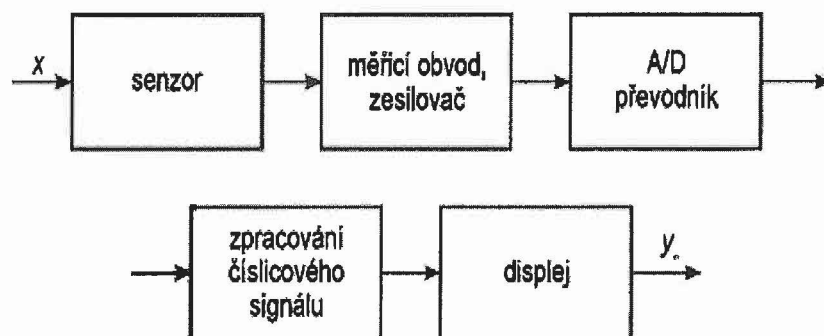
Obr. 6. 2 Schema reometru (Prokešová, 2005)

Vyšetřovanou končetinu připevníme pomocí suchého zipu k objímce na rameni reometru (tzv. unášec). Rameno je prostřednictvím převodovky poháněno krokovým motorem a vykonává unášivý rotační pohyb, který pohybuje kolenem z extenze do flexe a zpět v rozsahu 90°. Během pohybu je měřicí zařízení řízeno řídicí kartou počítače. Proband a celá končetina jsou při pohybu maximálně relaxováni a pohyb je prováděn pasivně. Průběh celého pohybu má sinusový charakter. Napěťová síla, která je při tomto pohybu přenášena přes objímku na nohu, nebo-li odpor který klade unášená končetina proti nucenému ohýbání kolena, je snímána tenzometrickým členem (nosník).

Prostřednictvím siloměrného členu získáváme po přepočtu vstupní veličiny celkovou mechanickou impedanci vznikající v kolenním kloubu během testovaného pohybu. Mechanická impedance je veličina, která charakterizuje odpor prostředí tělesa vůči změně jeho tvaru, či odporu prostředí vůči pohybu tělesa v něm. Tenzometrický člen je tvořen ocelovým proužkem známého průřezu. Při pohybu dochází k jeho deformaci a tím i ke změně průřezu a elektrického odporu, která je snímána dvojicí odporových tenzometrů v můstkovém zapojení. Změní se napětí, procházející obvodem. Hodnoty tohoto napětí jsou s převodní konstantou převáděny A/D převodníkem na diskrétní hodnoty s vzorkovací frekvencí 0,001 s.

Převodní konstanta je převodní vztah mezi hodnotou na výstupu A/D převodníku a momentem pasivního odporu v kolenním kloubu při flexi a extenzi v závislosti na úhlu natočení. Zjištění převodní konstanty mezi výstupem z převodníku a námi požadovaným momentem pasivních odporů v kolenním kloubu se provádí pomocí kalibrace přístroje přesně ocejchovanými závažími. Řídicí počítač registruje změny diskrétních hodnot, které jsou potom zpracovány do grafu a dále vyhodnocovány.

Reometr můžeme popisovat jako měřicí zařízení. To představuje v podstatě řetězec bloků tzv. měřicí řetězec, v němž dochází k transformaci měřené veličiny, která je veličinou vstupní, na veličinu výstupní, tj. údaj měřicího přístroje (Obr. 6. 3).



Obr. 6. 3 Blokové schema reometru (Prokešová, 2005)

Měřícím řetězcem rozumíme sled jednotlivých prvků mezi snímačem, který je prvním článkem řetězce a vyhodnocovacím zařízením, které je jeho posledním článkem (Prokešová, 2005).

6. 2. 1. Metodika měření

Díky přítomnosti dvoukloubových svalů je pasivní elastický moment kloubu ovlivněn i polohou sousedních kloubů. Měřená osoba proto leží ve standardizované poloze, která je snadno opakovatelná. Leží na boku na lehátku, čímž je minimalizován vliv gravitace na zatížení kolene. Stehno měřené dolní končetiny je podepřeno o polstrovanou, výškově nastavitelnou podpěrku (aby byla celá dolní končetina rovnoběžně s podložkou), dolní končetina je volně zavěšena do objímky měřicího přístroje a upnuta pomocí pásu na suchý zip. Hlezenní kloub je fixován pomocí dlahy v nulovém postavení.

Osa rotace kolenního kloubu u měřené dolní končetiny musí být pod středem otáčení ramene unášeče. Kalibrovanými měřidly naměříme vzdálenosti, které pak použijeme jako konstanty při konečných výpočtech. Vzdálenost od místa upnutí dolní končetiny do měřicího přístroje k ose rotace kolenního kloubu měříme strojírenským metrem. Tloušťka dolní končetiny v místě upnutí do měřicího přístroje se měří posuvným měřítkem.

Při vlastním experimentu dochází k vynucenému pasivnímu pohybu bérce ve směru flexe nebo extenze v kolenním kloubu. a to při maximální celkové volní relaxaci celého těla – měřená osoba se musí cítit pohodlně aby mohla úplně uvolnit veškeré svalstvo testované dolní končetiny, obzvláště flexory a extenzory kolenního kloubu. Pro vyloučení nežádoucí svalové aktivity, by měření mělo být, v ideálním případě, doprovázeno současnou monitorací svalové aktivity pomocí EMG, které však nebylo z finančních důvodů k dispozici.

Dále bylo nutné zajistit klidné okolní prostředí s vyloučením rušivých vlivů (hluk, chlad). Měření byla prováděna pouze v nejnútnejším oděvu (spodním prádle), aby se vyloučil jeho negativní vliv na přesnost měření (omezení rozsahu pohybu, nežádoucí souhyby). Při každém měření bylo naměřena vždy zdravá i nemocná končetina. Měření byla vždy prováděna přibližně ve stejnou denní dobu.

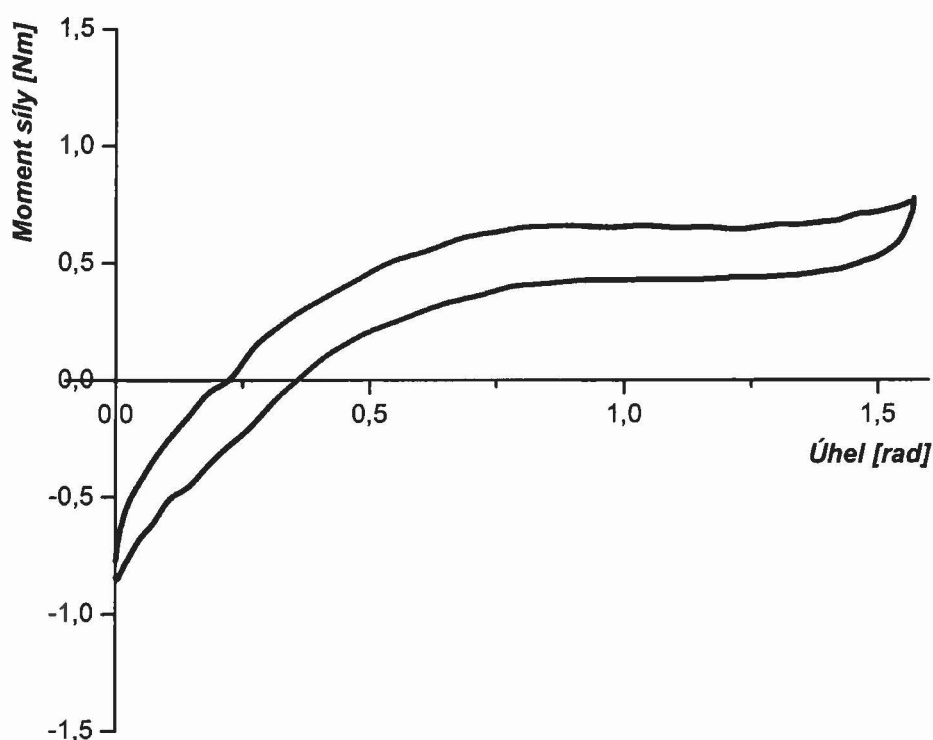
Při každém měření byl proband upevněn do přístroje a absolvoval tři neměřené periody, aby si zvykl na charakter pohybu a naučil se při něm zrelaxovat. Poté bylo naměřeno sedm period, z nichž bylo k dalšímu vyhodnocování použito jen pět s vyloučením první a poslední periody. Průběhy těchto křivek byly vyhlazeny a zprůměrovány. Tím se odfiltroval vliv ojedinělých svalových záškubů.

Pohyb unášeče je ovládán pomocí programu ve kterém je možno nastavit počet period, délku jedné periody a rozsah pohybu ve stupních. Měření začíná při extenzi v kolenním kloubu, kterou budeme považovat za nulovou, i když ve skutečnosti je to pozice, ve které je kolenní kloub „odemčen“ (v grafu na ose $x = 0^\circ$). Rozsah pohybu flexe je 90° .

Rychlost unášivého pohybu je dána sinusovým průběhem a je dostatečně malá, aby pohyb bérce nebyl ovlivňován aktivním působením příslušných svalových skupin (flexorů a extenzorů). Jeden cyklus trvá 30 sekund. Zatížení je cyklické – mívivé, mění se periodicky s časem. Střídavě dochází k zatěžování a odlehčování sledovaných struktur.

6. 2. 2 Hysterézní křivka - reogram

Při normální funkci pohybového systému působí na kolenní kloub soubor sil a momentů vyvolaných gravitací, setrvačností a aktivitou svalů a interakcí s okolím. Pohyb v kloubu způsobuje deformaci okolních pasivních tkání - jako jsou vazy, šlachy, chrupavky, kůže a aktivních (např. neaktivované svaly). Zjišťování reologických vlastností měkkých tkání kloubu metodou pasivní dynamometrie představuje měření těchto pasivních extra- a intraartikulárních odporů. Grafickým znázorněním průběhu pasivních odporů při pohybu je hysterézní křivka. Hysterezi způsobuje disipace energie vyvolaná především třecí komponentou (chrupavkou, synoviální tekutinou, svaly) (Tvrdíková, cit. 2006).



Obr. 6. 4 Hysterézní křivka

Hysterézní křivka: Výsledkem experimentální studie jsou uzavřené hysterézní křivky, ve kterém jsou implicitně zahrnuty odezvy všech komponent účastnících se pohybu kolenního kloubu. Detekované průběhy hysterézních křivek umožňují separovat některé vlastnosti a odezvy dílčích komponent (viz. kap. 6. 2. 3).

Obrázek 6. 4 je grafickým znázorněním průběhu pasivních odporů při pohybu KK z extenze do flexe a zpět do natažení (posun křivek získaných při pohybu do F vůči křivkám získaným při zpětném pohybu do EXT).

Vyjadřuje závislost momentu síly na velikosti ohnutí kolenního kloubu v každém okamžiku pohybu. Na ose x je vynesena úhel ohnutí dolní končetiny v kolenu ve stupních. Na ose y velikost momentu síly, jednotkou momentu síly je N.m. Hysterezní smyčka vzniká spojením rostoucí a klesající části hysterezní smyčky. Horní (rostoucí) část křivky popisuje průběh pohybu z extenze do flexe, spodní (klesající) část zpáteční pohyb do extenze.

6. 2. 3 Způsoby vyhodnocení reogramu

Základním parametrem hodnocení je srovnávání tvarů celých hysterezních smyček. Hledání odlišnosti tvarů křivek zdravého a nemocného KK v rámci jednoho měření před operací a sledovat jejich vývoj v průběhu rekonvalescence. Cílem je také zachytit rozdíl v průběhu křivek na začátku a na konci experimentu.

Pro popis výsledného měření bylo navrženo několik parametrů:

- I. Množství disipované energie** – [joule]. Obsah hysterezní křivky získaný pomocí integrálu. Tento parametr vypovídá o viskózních, třecích a relaxačních poměrech, ke kterým dochází při pohybu. Čím je viskozita vyšší, tím větší je obsah plochy křivky.
- II. Šířka hysterezní smyčky na ose x** – [stupně]. Úsek pohybu ve stupních, při kterém je $y = 0$. Na grafu je tento parametr znázorněn jako vzdálenost průsečíku rostoucí části hysterezní křivky s osou x od průsečíku klesající části hysterezní křivky s osou x. Míra neurčitosti rovnovážné polohy KK. Vypovídá také o velikosti disipované energie. Čím je tato hodnota nižší, tím je nižší viskózní složka pasivních odporů. Tato hodnota popisuje spíše viskózní vlastnosti systému.
- III. Účinnost kolenního kloubu** – tento parametr ukazuje poměr energie ztracené během pohybu vůči práci potřebné k vykonání celého pohybu. Výpočet dle vzorce

$$\eta = 1 - \frac{E_p}{E_c}. \text{ Kde } E_p \text{ je množství disipované energie a } E_c \text{ je energie dodaná reometrem.}$$

Popisuje převážně viskózní vlastnosti daného systému, stav elastické složky a svalů se zde snažíme opomíjet. Práce dodávaná reometrem se částečně během pohybu mění na vnitřní energii (teplo).

- IV. Průsečík interpolační křivky s osou x – [stupně].** Zprůměrujeme-li průběh rostoucí a klesající části hysterezní křivky, hledaná hodnota bude ta, kde se protne výsledná křivka s osou x . Poloha, velikost úhlu ohnutí KK ve stupních, ve které je součet klidového napětí m. quadriceps femoris a m. biceps femoris a dalších elastických složek nulový. Tento parametr se pokouší eliminovat vliv viskózních vlastností a zdůrazňuje elastické vlastnosti zkoumaných struktur.
- V. Směrnice lineární regrese celé hysterezní smyčky** – Získáme ji, proložíme-li celou hysterezní smyčku směrnicí lineární regrese. Určuje míru strmosti hysterezní křivky. Podává informaci o elastických poměrech v kloubu. Tento parametr by mohl být ukazatel celkové tuhosti kloubu a tuhosti a napětí svalů. Strmější průběh křivky signalizuje větší tonus svalů v okolí kloubu a celkovou větší tuhost kloubu.
- VI. Moment síly v úhlu 0°** - tento parametr lze de facto považovat za statický parametr. Je výsledkem superpozice napětí m. quadriceps femoris a m. biceps femoris a dalších komponent v nulové extenzi kolena. Udává velikost momentu síly v kolenním kloubu v nulové extenzi. Podává informaci o elastické složce a napětí ostatních komponent v této poloze.
- VII. Moment síly v úhlu 90°** - tento parametr lze také de facto považovat za statický parametr. Je výsledkem superpozice napětí m. quadriceps femoris a m. biceps femoris a dalších komponent v 90° flexi kolena. Udává velikost momentu síly v kolenním kloubu v 90° flexi. Podává informaci o elastické složce a napětí ostatních komponent v této poloze.

6.3 VLASTNÍ MĚŘENÍ

Proband: I. C., žena, 1983

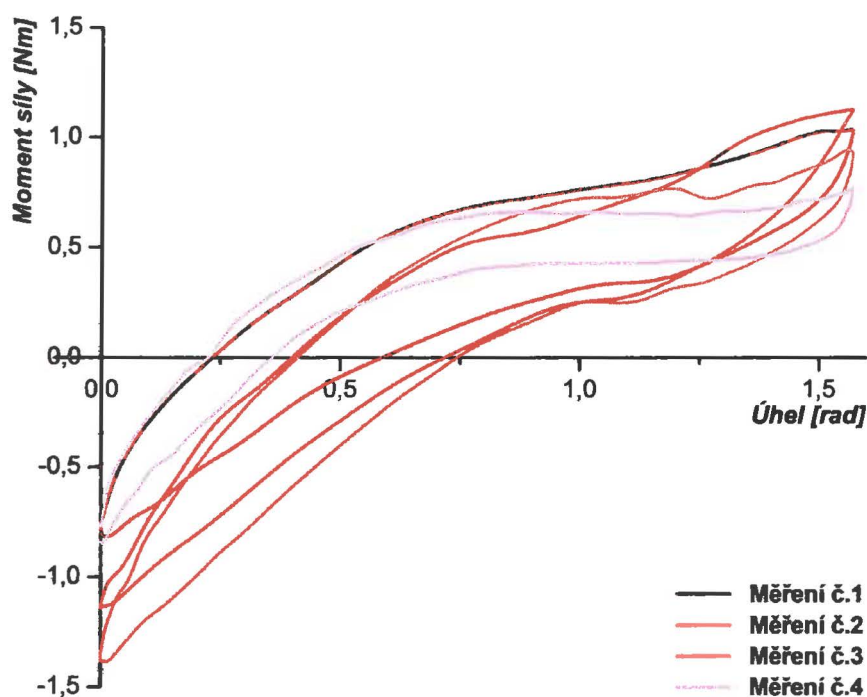
Dne 8. 2. 2005 si při lyžování v Itálii poranila pravé koleno. Mechanismus úrazu byl pád s VR bérce a ZR kyčle. Kolenní kloub byl vyšetřen v Itálii, fixace provizorní ortézou, po návratu doléčení v ČR.

Kontrola 13. 2. 2005 na MRI nález poškození zadních rohů obou menisků, ACL bez přerušení. Aplikován konzervativní postup, doporučena rigidní ortéza, na chůzi 2 FH. Omezit chůzi.

Fixace ponechána cca 5 týdnů, poté zahájena rehabilitace (magnetoterapie, senzomotorické cvičení, posilovací cvičení). Hybnost EXT – F: 0° - 90°; mírná atrofie stehenního svalstva. Pacientka se subjektivně cítila lépe.

Z důvodu podezření poranění ACL doporučena artroskopie, která prokázala rupturu ACL. Byla provedena arteroskopická náhrada ACL alloštěpem. Po cílení byl vyvrtán femorální kanál 9 mm cílení a K drátu pak tibiální cílení v izometrickém bodě kanál 10 mm. Poté byl provlečen čerstvě rozmrazený kadavernózní štěp, femorálně fixován a po tonizaci a vyzkoušení plné hybnosti i tibiálně. Oba menisky in situ, ale zjištěna leze mediálního i laterálního menisku, která byla ošetřena suturou. Pooperační průběh klidný bez komplikací. Doporučen šetřící režim, chůze s postupnou zátěží operované DK.

VIII. Zdravý kolenní kloub – výsledné hysterezní křivky ze všech čtyř měření, zobrazené v jednom grafu.

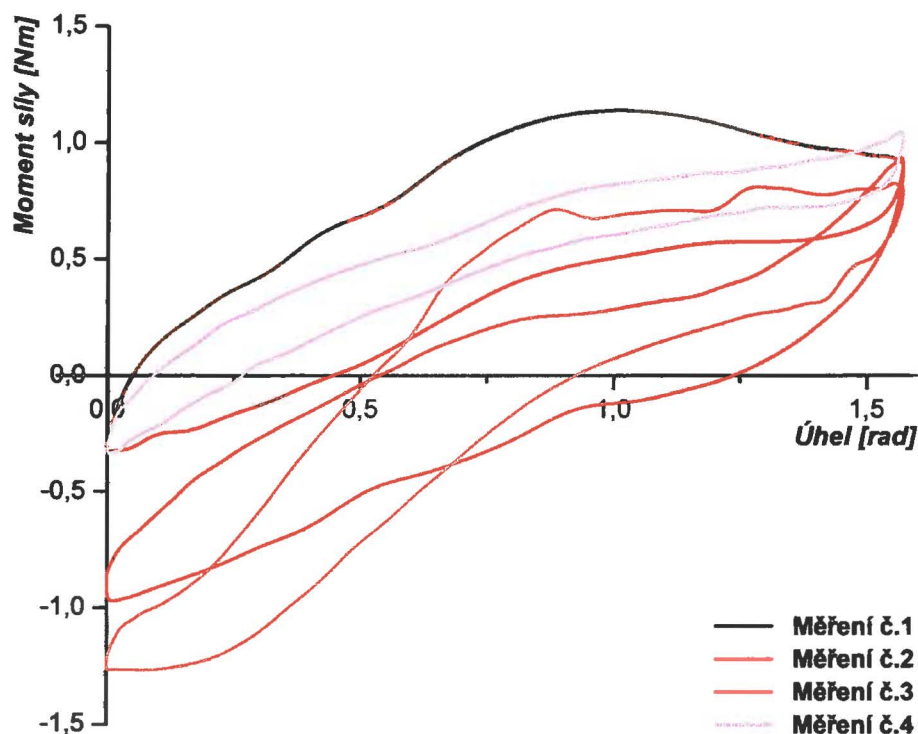


Graf 1. Vývoj křivek v průběhu rekonvalescence u zdravého kolenního kloubu

Křivky jednotlivých měření jsou více méně identické nebo pouze s malými odchylkami. Mírně se mění sklon křivek, křivka nejstaršího měření je nejvíce strmá a v průběhu rekonvalescence se strmost jednotlivých křivek postupně snižuje. To by mohlo být způsobeno snižováním napětí svalů při opětovném zapojováním operované dolní končetiny do pohybu a tím k redukci přetěžování zdravé končetiny návratem k rovnoměrnému zatěžování obou končetin.

Dále se snižuje množství disipované energie a naopak zvyšuje „účinnost“ kolenního kloubu při pohybu, což je možné usoudit nejen podle tvaru grafů (zúžení a tím zmenšení obsahu plochy v průběhu rekonvalescence), ale také podle číselných hodnot uvedených v tabulce č. 3 (viz přílohy).

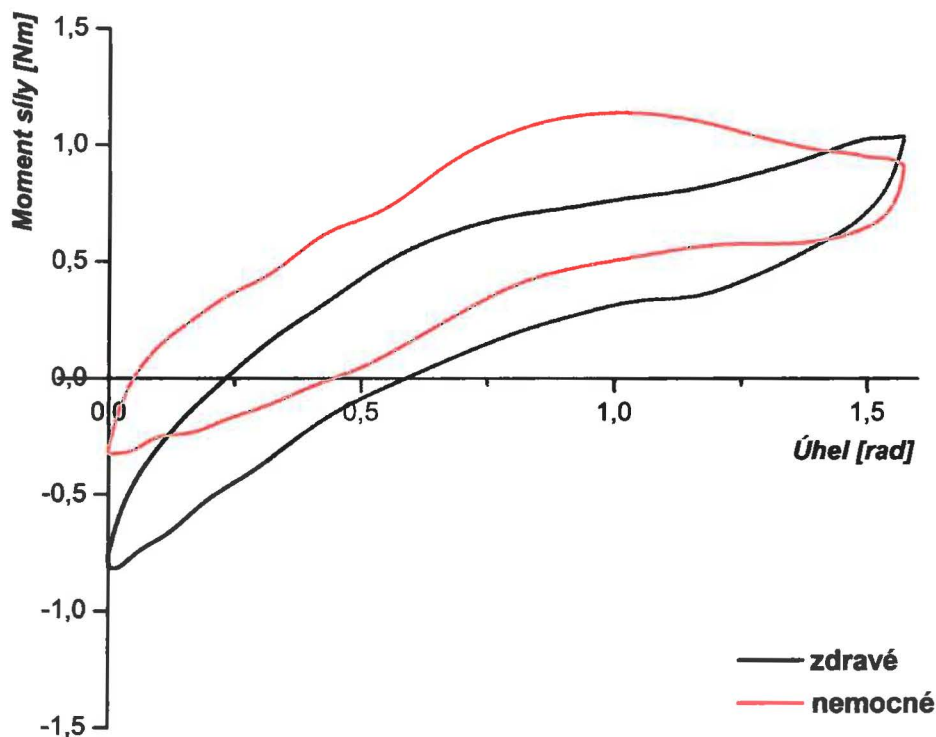
IX. Zraněný kolenní kloub – výsledné hysterezní křivky ze všech čtyř měření, zobrazené v jednom grafu.



Graf 2. Vývoj křivek v průběhu rekonvalescence u zraněného kolenního kloubu

Oproti zdravé končetině jsou křivky jednotlivých měření více rozptýlené a je patrný i vývoj v jejich tvaru. Co se týče množství disipované energie rozdíl v průběhu jednotlivých měření není tak jednoznačný. Ale srovnáme-li množství disipované energie u prvního a posledního měření rozdíl je markantní, ať již při pohledu na graf nebo podle číselných údajů v tabulce č. 3 (viz přílohy). Z těch dále vyplývá, že podobným způsobem se vyvíjela i „účinnost“ operovaného kolenního kloubu.

X. První měření (10. 6. 2005) – srovnání hysterezní křivky zdravé a zraněné končetiny 3 dny před operací ruptury ACL.

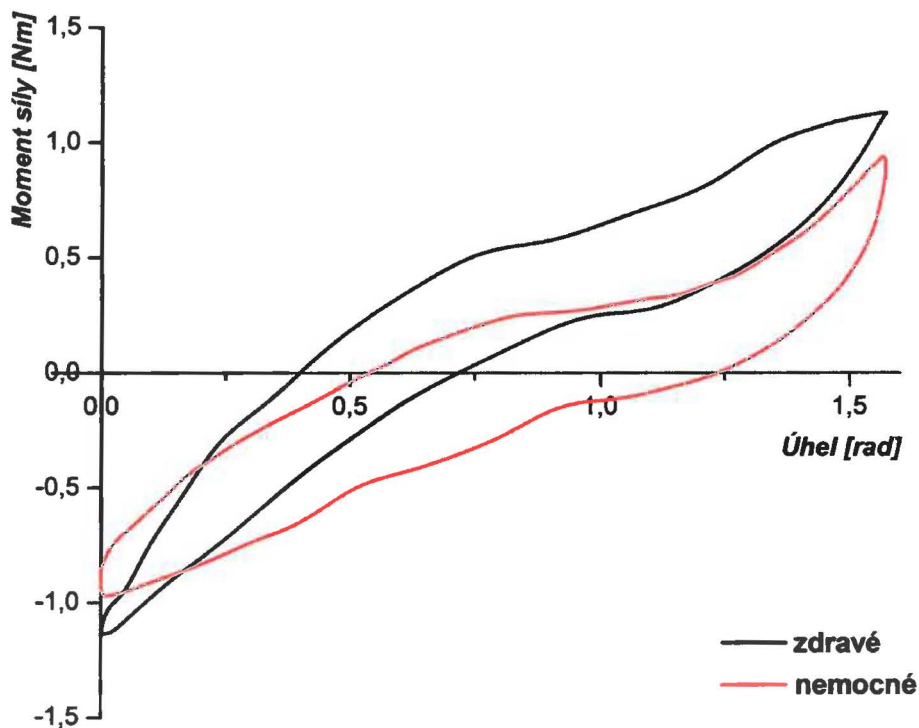


Graf 3. První měření (10. 6. 2005)

Na grafu je patrný rozdíl ve tvaru křivek – křivka zraněného kolena obsahuje v horní části vzestupné křivky nepravidelnost, „lokální extrém“, které se již u jiného měření neopakuje, to by mohlo ukazovat na změnu poměrů v koleni při absenci stabilizační funkce ACL. Velikost momentů sil v krajních pozicích by mohly, dle předešlé domněnky ukazovat, že napětí MQF v 90° flexe KK bylo u zdravé končetiny vyšší, než u zraněné končetiny, stejně tak jako u napětí MBF v nulové extenzi.

„Účinnost“ KK u zdravé končetiny byla shodná u obou končetin. Množství disipované energie bylo u zdravého KK nižší než u zraněné končetiny, což by mohlo být způsobeno zhoršenými tribologickými poměry ve zraněném KK.

XI. Druhé měření (29. 7. 2005) – srovnání hysterezní křivky zdravé a zraněné končetiny 7 týdnů po plastice ACL.

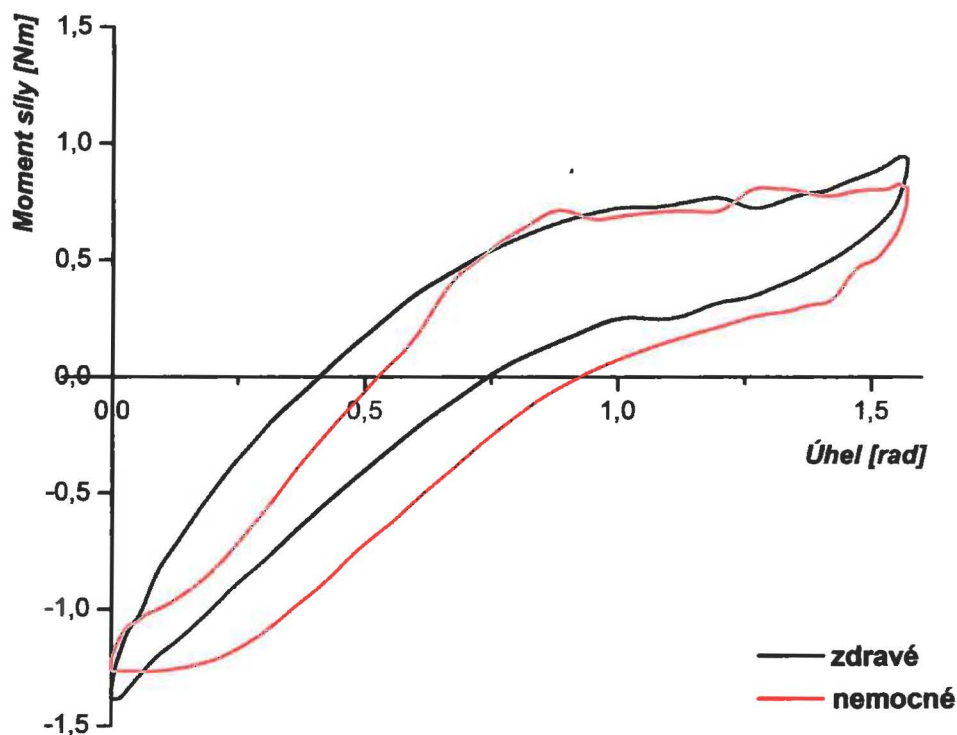


Graf 4. Druhé měření (29. 7. 2005)

Tvary křivek jsou si již téměř podobné, ale liší se strmostí svého průběhu. Křivka zdravého kolena má prudší stoupání než křivka operovaného kloubu. Z toho by se dalo usuzovat na větší celkové napětí svalů zdravé končetiny oproti nemocné končetině.

Dále je výrazný posun křivky zraněného KK po ose x doprava. Poměry napětí MBF a MQF v krajních polohách pohybu zůstávají stejné, obou případech je vyšší napětí na zdravé končetině. Ke změně dochází při srovnání „účinností“. Při tomto měření byl tzv. „účinnější“ zdravý KK, a i množství disipované energie bylo oproti poraněné končetině nižší.

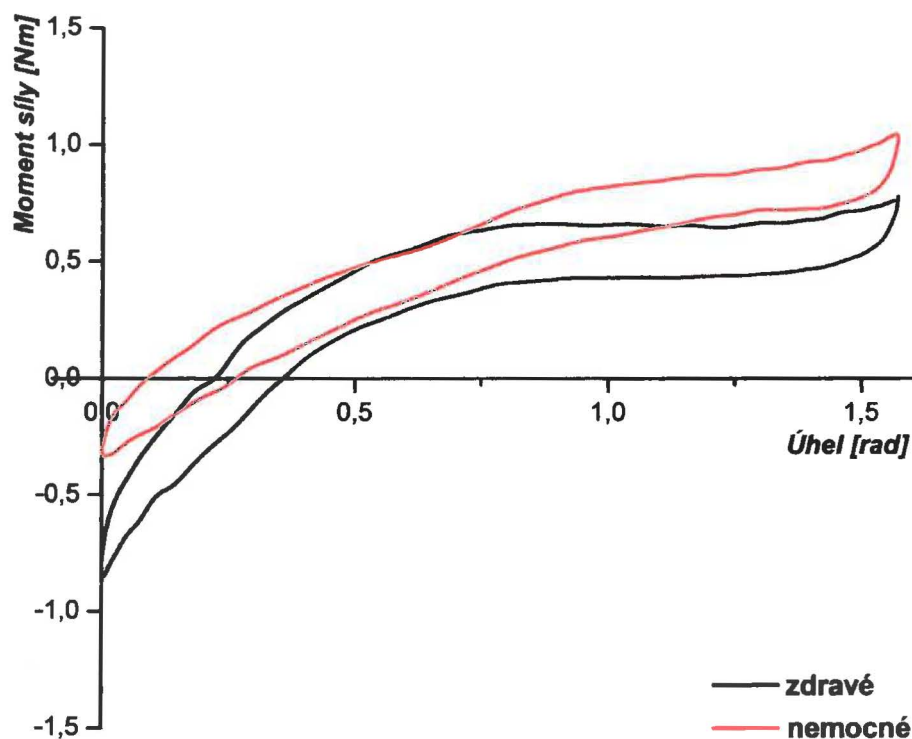
VIII. Třetí měření (2. 12. 2005) - srovnání hysterezní křivky zdravé a zraněné končetiny cca půl roku po plastice ACL.



Graf 5. Třetí měření (2. 12. 2005)

Průběhy, tvary i orientace obou křivek jsou téměř totožné. Na křivkách obou dolních končetin jsou viditelné dva „lokální extrémy“, které byly přítomny v každé periodě tohoto měření. To by ukazovalo na nějaký opakovaný rušivý vliv okolí působící na přístroj nebo přímo vznikající v přístroji. Poměry napětí MBF a MQF v krajních polohách pohybu zůstávají stejné, obou případech je vyšší napětí na zdravé končetině. Také „účinnost“ byla při tomto měření vyšší u zdravého KK proti poraněné končetině a naopak nižší bylo množství disipované energie.

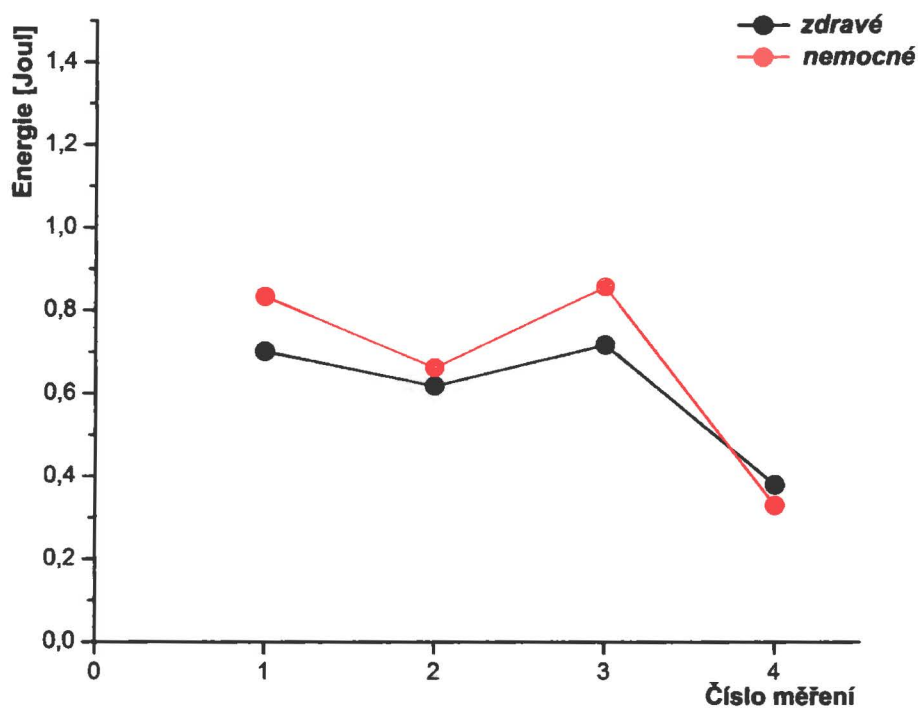
XII. Čtvrté měření (15. 2. 2005) - srovnání hysterezní křivky zdravé a zraněné končetiny cca 8 měsíců po plastice ACL.



Graf 6. Čtvrté měření (15. 2. 2006)

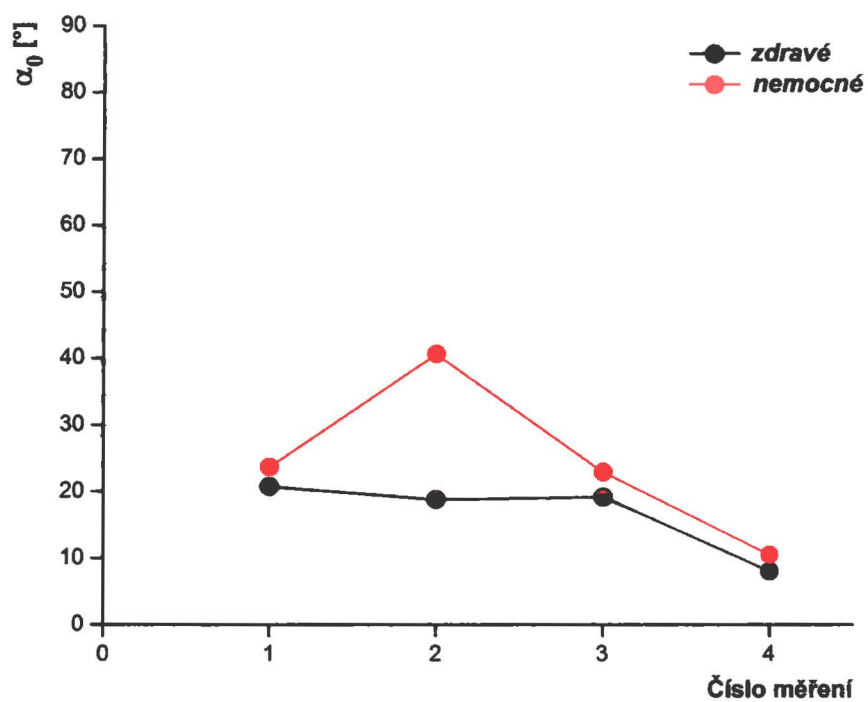
Mírně se od sebe liší průběh obou křivek, zatímco křivka nemocného KK má téměř lineární průběh, křivka zdravého je značně nelineární. Při tomto měření došlo ke změně v poměrech napětí MBF a MQF v krajních polohách pohybu. Napětí MBF v nulové extenzi bylo vyšší u zdravé končetiny než u nemocné. Zatímco napětí MQF v 90° flexe se ve srovnání s předchozími měřeními změnilo a dosahovalo vyšších hodnot u operované končetiny ve srovnání se zdravou.

Změnila se také „účinnost“ KK, u tohoto měření byla vyšší u zraněného kolene oproti zdravému a množství disipované energie naopak nižší.



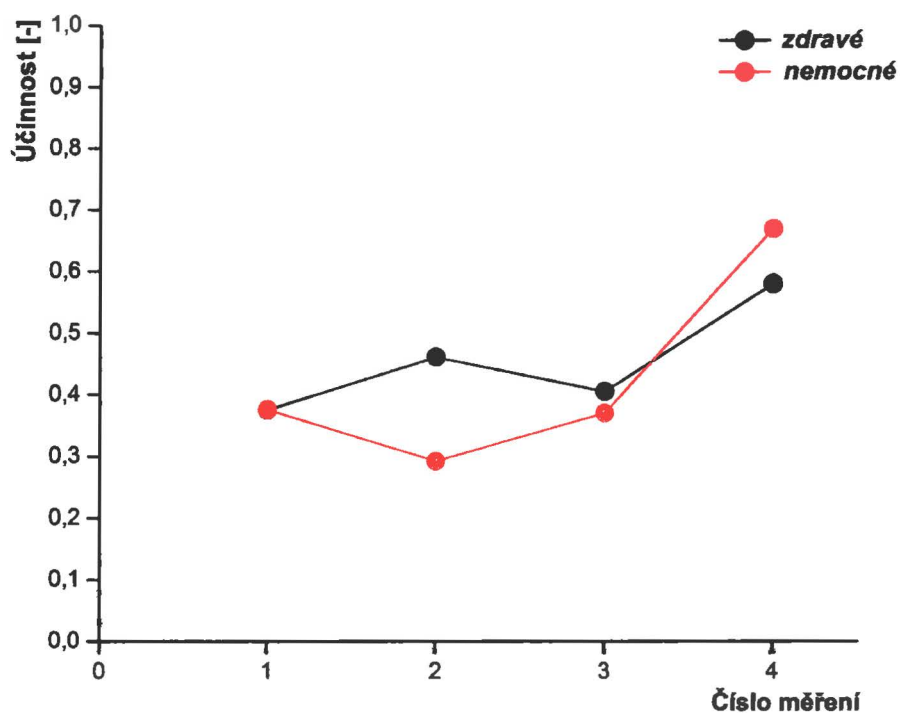
Graf 7. Vývoj množství disipované energie v průběhu rekonvalescence

Tento graf udává závislost množství disipované energie na průběhu rekonvalescence. Z jeho průběhu vidíme, že množství disipované energie během experimentu u jednotlivých měření kolísalo a na konci experimentu získalo sestupnou tendenci. To by mohlo být způsobeno lepšími poměry v kloubu a potvrzením toho, že se koleno uzdravuje a poměry v kloubu se vrací k normálu.



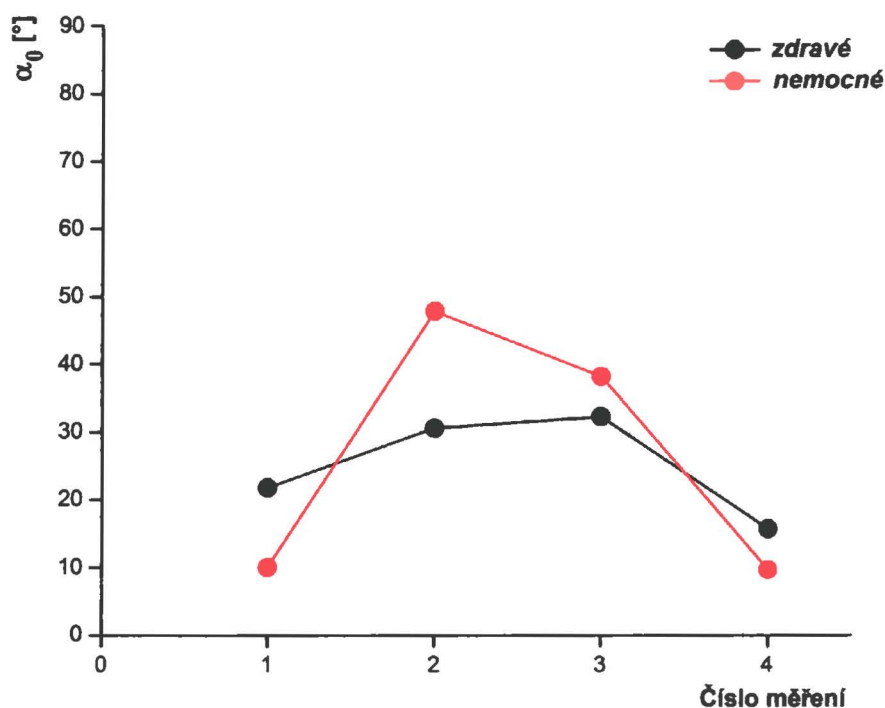
Graf 8. Velikost šířky hysterezní smyčky na ose x v průběhu rekonvalescence

Velikost šířky hysterezní smyčky na ose x v závislosti na průběhu rekonvalescence. Z grafu je patrné, že šířka hysterezní smyčky na ose x se u nemocného kolena po operaci výrazně zvýšila a v průběhu rekonvalescence se postupně snižovala. Tento jev by mohl být způsoben zlepšováním poměrů v kloubu. Svůj vliv by mohlo mít i to, že pacientka brala chondroprotektiva. Tento závěr by však bylo nutno podpořit další studií.



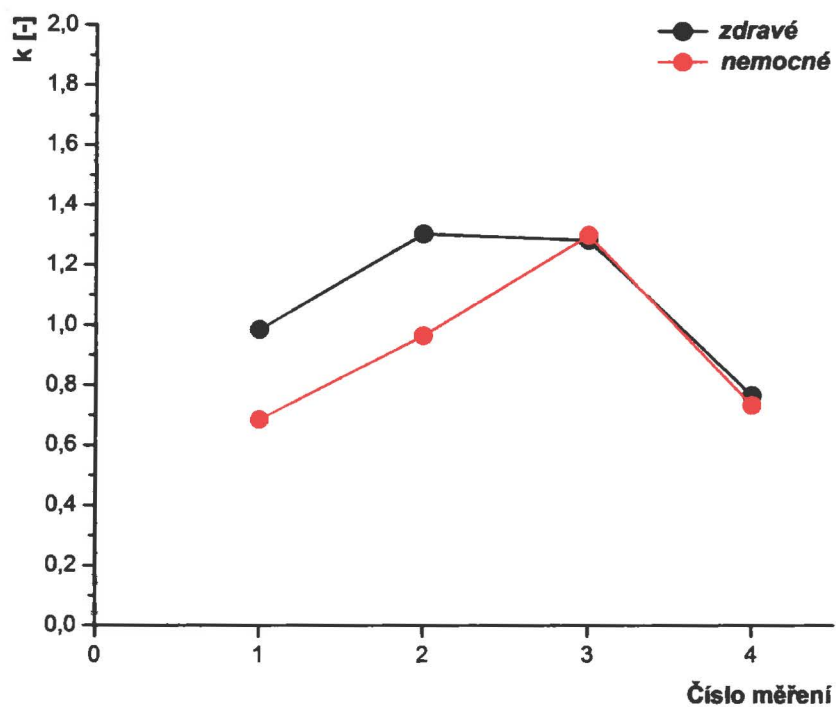
Graf 9. Vývoj „účinnosti“ kolenního kloubu v průběhu rekonvalescence

Závislost „účinnosti“ kolenního kloubu na průběhu rekonvalescence. Z tvaru grafu je patrné, že účinnost kolenního kloubu se v průběhu rekonvalescence zvyšovala, což by mohlo ukazovat na zlepšení tribologických poměrů v kloubu.



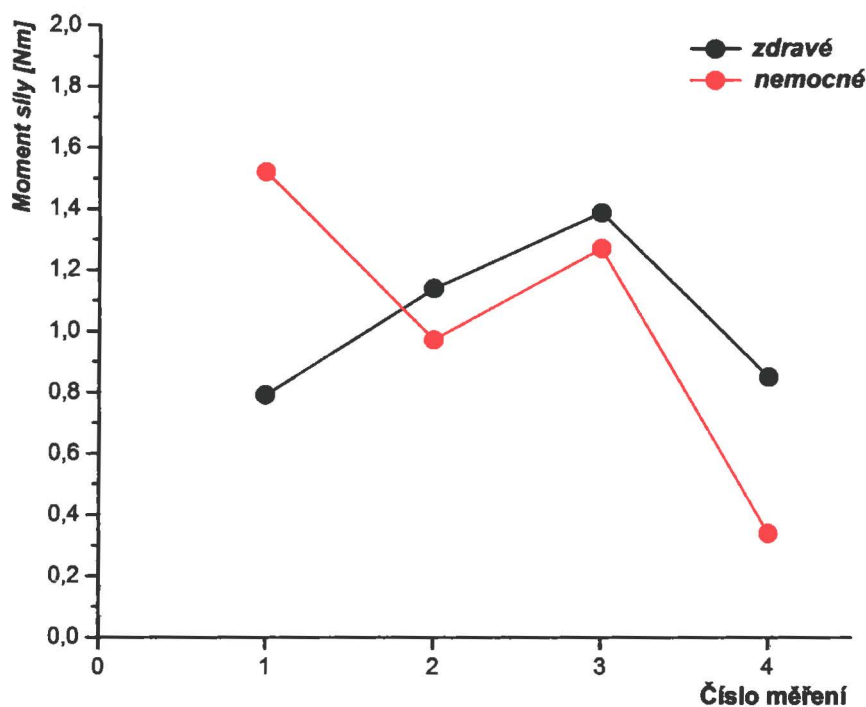
Graf 10. Změny průsečíku interpolační křivky s osou x v průběhu rekonvalescence

Závislost velikosti úhlu, v němž je dosaženo „rovnovážného stavu“ na průběhu rekonvalescence. Čím více se tato hodnota posunuje po ose x doleva (k nižším hodnotám úhlu, ve kterém je dosaženo „rovnovážného stavu“ ve kterém je napětí m. quadriceps femoris a m. biceps femoris vyrovnáno), tím vyšší tonus m. quadriceps proti MBF předpokládáme. Druhá možnost, jak vysvětlit tuto tendenci by mohlo být snížení tonu až atrofie MBF při relativně neměnném napětí MQF.



Graf 11. Vývoj směrnice lineární regrese celé hysterezní smyčky

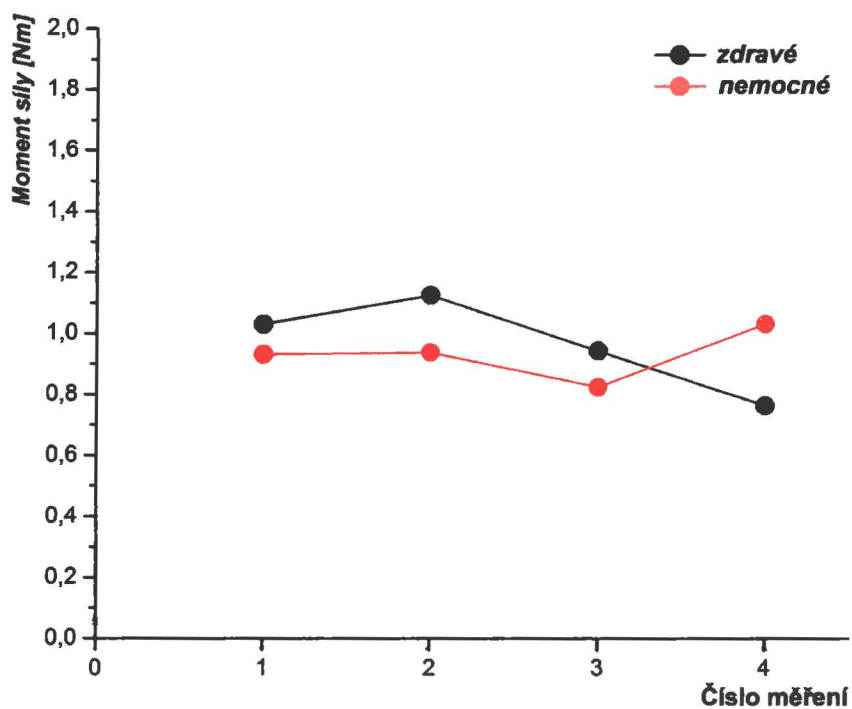
Směrnice lineární regrese v závislosti na průběhu rekonvalescence. Z průběhu grafu je patrné počáteční snížení tuhosti u zraněného kolena při počátečních dvou měření. Podle mého názoru to mohlo být způsobeno inaktivitou postižené dolní končetiny a následnou atrofií svalů.



Graf 12. Velikost momentu síly v úhlu 0 v průběhu rekonvalescence°

Podle mého názoru by tento parametr mohl být ukazatelem vývoje napětí MBF v průběhu rekonvalescence. Z průběhu grafu vidíme snížení napětí tohoto svalu v závěru experimentu, což mohlo být způsobeno tím, že se po úspěšně provedené plastice ACL postupně snižoval podíl MBF jako dynamického synergisty ACL. Další možné vysvětlení by mohlo být relativní snížení napětí MBF, kdy v průběhu experimentu došlo ke zvýšení tonu MQF, zlepšení stabilizačních poměrů v kloubu v průběhu rekonvalescence atd., při neměnném napětí MBF.

Zvýšená aktivita v počátcích experimentu mohla být navozena obavami probanda a následným ochranným stažením MBF. U zdravé končetiny je vidět ekvivalentní tendence, kterou můžeme vysvětlit snižováním zátěže zdravé končetiny a postupným zatěžováním operované dolní končetiny



Graf 13. Velikost momentu síly v úhlu 90° v průběhu rekonvalescence

Podle mého názoru by mohl být tento parametr ukazatelem vývoje napětí MQF v průběhu rekonvalescence – podle průběhu grafu se dá usoudit na postupně se zvyšující tenzi tohoto svalu. U zdravé končetiny je naopak snižující se tendence, která by mohla být důsledkem toho, že dochází k postupnému zatěžování zraněné končetiny a zdravá končetina již není tak přetěžována.

6. 4 DISKUZE VÝSLEDKŮ

K popsání viskoelastických vlastností biologického materiálu nestačí jen určit strmost hysterézní křivky. Tento parametr totiž nevypovídá nic o vztahu přeměn energií ve sval, ale pouze o souhrnu (superpozici) elasticit celého kolene. Při vyšetřování kolenního kloubu, musíme vzít v úvahu, že jednotlivé tkáně tvoří celek a vliv každé komponenty můžeme zatím spíše jen odhadovat. Například u svalů předpokládáme, že čím více se sval přibližuje zdravému, k tím menší disipaci energie dochází. To znamená, že převažuje elastická komponenta na úkor viskózní komponenty. Čím více je sval spastický, tím dochází k větším ztrátám energie, například přeměna v teplo (Stupka, 2001). K separaci jednotlivých složek bude ještě potřeba provést mnoho studií.

Podle charakteru křivky a jejího obsahu můžeme odvodit množství disipované energie, a tím zjistit, v jakém stavu (ve smyslu svalového napětí) se sval nachází. Dalším určujícím parametrem viskoelastických vlastností proto může být obsah hysterézní smyčky. Tento parametr nám pomůže při hodnocení viskózní komponenty měkké tkáně. Z experimentálního měření vyplývá, že čím je obsah hysterézní smyčky větší, tím více se sval dostává do patologických podmínek ve smyslu spasticity, či rigidity. Sval vykazuje větší viskózní komponentu na úkor elastické komponenty (Jelen, Kubový, Lopot, 2006).

Nelinearita křivek hysterezní smyčky je zřejmě dána jednak nestejným zapojením jednotlivých elastických komponent (při obecném pohybu v kolenním kloubu není konstantní zapojení ani napínání svalů a vazů) a především viskózní komponentou, tedy třením v kloubu (chrupavka, synoviální tekutina), vlastnostmi svalů a pojivových tkání. Tato viskózní komponenta určuje ovšem také rozptyl hysterezní smyčky (plochu určenou hysterezní křivkou).

Díky přítomnosti dvoukloubových svalů je pasivní elastický moment kloubu ovlivněn i polohou sousedních kloubů. Proto je třeba při stanovení vyšetřovací polohy určit i polohu kyčelního a hlezenního kloubu tak, aby nedocházelo k protažení svalů ovlivňujících kolenní kloub. (Mansour, Audu, 1986; Riener, Edrich, 1999; Vrahas et al., 1990).

Výsledky jednotlivých měření mohou být dále ovlivněny i jinými faktory, než jen zkoumaným jevem. Přestože se je snažíme vyloučit, tak se na výsledku měření podílí vliv chyb měření. Patří mezi ně např. již zmíněná vyšetřovací poloha. V současné době není zajištěna stoprocentní opakovatelnost této polohy a potřebné polohování, které by zajistilo lepší relaxaci probanda. Nedostatečná relaxace může zcela změnit průběh výsledných křivek a tím zkreslit i celý výsledek vyšetřování.

Dalším problémem je definice sledovaného systému, i když vyšetřujeme kolenní kloub jako celek, některé struktury se snažíme záměrně neuvažovat (kůže, podkoží, krevní a lymfatické cévy, CNS, tíhové vāčky, synoviální membrána, aktivní kontraktlní působení svalových skupin anatomicky souvisejících s kolenním kloubem). Tento problém se obzvlāště dotýká navrhovaných hodnotících parametrů, které při popisu určitého ukazatele eliminují vliv některých struktur. Řešení tohoto problému vidím v provedení série dalších studií se zaměřením na konkretizaci popisné funkce navržených parametrů.

Při aplikaci výsledků tohoto měření je třeba vzít v úvahu volbu operačního přístupu při řešení ruptury ACL a způsob jeho provedení i rupturou jako takovou. Existuje několik způsobů, jak tento defekt napravit a konečně i zranění samotné může mít pokaždě jinā specifika a tím ovlivnit výsledek měření. Z Menschikovy teorie vyplývá, že jakākoliv změna v lokalizaci začátku a úponu vazy se ihned projeví ve změně tenze vazy během pohybu. Do budoucna by bylo vhodné provést obdobné studie i u dalších pacientů s poškozením předního zkříženého vazy, ale třeba s jinou lokalizací leze v samotném průběhu vazy. A také se zaměřit na posouzení vlivu jiného operačního přístupu.

Dalším úskalím je nutnost dosažení pokud možno co nejvyšší možné relaxace probanda a zvlāště testované dolní končetiny. Seběmenší svalový záškub nebo i dēletrvající aktivita způsobená např. nepohodlnou polohou, bolestí atd. může mít za následek zkreslení výsledného obrazu měření. Někteří lidé navíc nejsou schopni zrelaxovat vūbec a pro takové je tento přístroj zcela nevhodný.

Dále se uplatňuje vliv historie předchozího zatěžování. Prozatím není stanoven žádný režim, který by měl proband dodržovat před měřením a to jak z krátkodobého, tak i dlouhodobého hlediska. Tento fakt by bylo podle mého názoru vhodné ještě v budoucnu

dořešit provedením dalších studií zjistit např. vliv fyzické zátěže, různých rehabilitačních procedur na průběh rekonvalescence apod. na měření. A to z hlediska dlouhodobého, tak i bezprostředně před vlastním měřením.

V literatuře se dočteme (Klenerová, 1998), že v průběhu testování SYSADOA byl prokázán pozitivní terapeutický efekt na reologické vlastnosti synoviální tekutiny. Dále se předpokládá, že SYSADOA inhibují aktivitu enzymů poškozujících chrupavku, stimulují biosyntetické pochody v kloubní chrupavce a vylepšují mechanicko-elastické vlastnosti chrupavky. Tento efekt v našem experimentu nemůžeme ani potvrdit, ani vyvrátit, neboť nám chybí srovnání s kontrolní skupinou, která by tento preparát nebrala.

Pro všechny studie, které snad na tomto přístroji v budoucnu proběhnou, je klíčovým problémem hledání normy. V případě testování zraněné, či jinak poškozené končetiny, se nabízí srovnání s druhou – aspoň relativně zdravou končetinou. Každý člověk je individuum, takže ani zde není zaručeno, že srovnáváme srovnatelné. Otázkou zůstává, s čím srovnávat, jestliže má proband postižené obě končetiny (např. u degenerativních chorob) nebo není s čím porovnávat (u probandů s amputací druhé končetiny). Pokud takovéto vyhodnocení provedeme, nakolik budou tyto výsledky validní a dále aplikovatelné.

7 ZÁVĚR

Při řešení základní otázky, která se týká změn reologie kolenního kloubu před a po chirurgickém řešení ruptury předního zkříženého vazů, jsem využila literárních poznatků různých autorů a výsledky vlastního experimentu, který tvořil základ pro potvrzení hypotéz.

Týká se to hypotézy č. 1. V kapitole 6. 3 je uveden graf prvního měření, kde je zobrazením obou křivek v jednom grafu uvedeno srovnání hysterezní křivky zdravého kolena a nemocného kolena před operací ruptury předního zkříženého vazů. Mezi oběma smyčkami je zřetelný rozdíl v průběhu smyčky zdravého a nemocného kolena. Hysterezní smyčka nemocné končetiny nabývá atypického tvaru, který se liší od průběhů křivek všech dalších měření. Týká se to zejména „lokálních extrémů“ na konci rostoucí a počátku klesající části křivky. Rostoucí křivka nemocného kolene má v druhé polovině svého průběhu konvexní průběh, zatímco průběh křivky zdravého kolene je konkávní. Průběh klesajících křivek je opačný – na počátku zpátečního pohybu do výchozí pozice je křivka zraněného kolene konkávní, ve srovnání s křivkou zdravého kolene, která v tomto úseku konvexní.

Hypotéza č. 2 je také potvrzena srovnáním výsledků obou měření (hysterezních smyček) v grafu. Změnil se charakter tvaru smyčky nemocného kolena před a po operaci. V porovnání s prvním měřením se ve druhém měření v druhé polovině rostoucí křivky a v počátku klesající křivky nevyskytují „lokální extrémy“ a tvar smyčky nemocného kolena po operaci se podobá tvaru smyčky zdravého kolena. Došlo i ke změně některých parametrů (moment síly v úhlu 0° ; průsečík interpolační křivky s osou $x = \alpha_0$; šířka hysterezní smyčky na ose $x = \text{interval } \alpha_0$). Mírně se změnily i u ukazatelé směrnice regresní přímky a množství disipované energie.

Hypotéza č. 3 je potvrzena pouze částečně, protože parametrům popisujícím stav zdravého kolenního kloubu se na konci rekonvalescence přibližují pouze některé parametry zraněného kolene (směrnice regresní přímky; množství disipované energie; „účinnost kolenního kloubu“).

Jednalo se o první dlouhodobější studii, která byla provedena u probanda s takovýmto poškozením kolenního kloubu. Dále byla prostudována problematika týkající se kolenního kloubu (anatomie, patologie a biomechaniky) a nástin oblasti chondroprotektiv.

V průběhu studie byly navrženy některé parametry, které by mohly být schopny popsat vývoj změn v průběhu rekonvalescence a dále využity např. pro zhodnocení úspěšnosti zotavovací fáze. Jako základní kritérium bylo využito prosté srovnání tvarů hysterezních smyček zdravého a zraněného kolenního kloubu. Dalších ukazatele se týkaly i jiných rysů hysterezní smyčky (její umístění a orientace v souřadnicovém systému, celková plocha a další parametry získané pomocí vypočtů z naměřených hodnot). U některých těchto parametrů byl postupem času zřetelný posun jejich hodnot. Nástin možné interpretace a diskuze k navrhovaným parametrům jsou uvedeny v kapitole 6. 3 a 6. 4. Jako hlavní problém pro další uplatnění těchto parametrů vidím v nutnosti více konkretizovat jejich interpretaci tam, kde v současnosti není zcela jasná, nebo v sobě zahrnuje více komplexních charakteristik. Charakteristiky jednotlivých komponent se určitou měrou podílí na konečném výsledku měření a proto by bylo vhodné je separovat a tím zvýšit výpovědní hodnotu celého měření. Uvedené parametry hodnocení nejsou pevně stanoveny, pokud se některý z nich v budoucnu neosvědčí, může být nahrazen jiným, vhodnějším.

Názory prezentované v kapitole 6. 3 slouží spíše jen jako předběžné hodnocení, validní závěry bude možné stanovit až po dlouhodobém sledování větší skupiny pacientů. Nezbytné je dodržování konstantních experimentálních podmínek a nelze je volně pozměňovat např. zvýšením fyzické námahy v době podávání farmak. Pro sledování účinnosti farmak by bylo nutné provádět souběžné sledování kontrolní skupiny, která by zkoumaný preparát neužívala.

8 SOUHRN

V rámci diplomové práce byly zpracovány získané informace a poznatky jiných autorů i vlastní a dále byly využity zkušenosti získané na základě vlastního experimentu. Výsledky a diskuze jsou uvedeny v kapitole 6.

Byla studována problematika reologie kolenního kloubu, její ovlivnění rupturou předního zkříženého vazy před a po chirurgickém řešení a v průběhu rekonvalescence. Cílem bylo zachytit vývoj těchto změn na přístroji zvaném reometr.

Z teoretických východisek vyplývá, že kolenní kloub je komplexní struktura, kterou musíme brát jako celek. Některé struktury se při zkoumaném pohybu účastní více, jiné méně. Zkřížené vazy kolenní jsou hlavními intrartikulárními stabilizátory a lze říci, že i nejvýznamnějšími vazivovými stabilizátory kloubu vůbec

Výsledky experimentu ukázaly na možnost detekovat rozdíly v reologii kolenního kloubu před a po odstranění defektu předního zkříženého vazy a tím potvrzují předem dané hypotézy. Tímto také ukazují na možnost využití reometru k objektivní diagnostice. V rámci experimentu jsme navrhli několik hodnotících parametrů a snažili se popsat co vyjadřují. Popis jednotlivých parametrů je uveden v kapitole 6. 3. V kapitole 6. 4 jsou uvedeny grafy jednotlivých měření, společně s diskuzí daných parametrů vztažených k výsledkům vlastního měření. V příloze se nachází tabulka s výslednými číselnými hodnotami hodnotících parametrů našeho experimentu. Zatím není zcela jasné jaký podíl mají jednotlivé struktury na konečném výsledku a tato interpretace ukazatelů nemusí být zdaleka konečná.

Tato práce je přípravou na zevrubnější experimentální studie a vlastního měření, které budou probíhat v budoucnu na pracovišti.

SUMMARY

This work is based on my own research as well as on the research of other authors. Result of the work and discussion is stated in the chapter 6.

Focus of this work is on the rheology of the knee joint, influence of the rupture of ligamentum cruciatum anterius before and after surgical treatment and during reconvalescence. The aim was to describe the changes by using the accessory called reometer.

Based on theory it implies that knee joint is a complex structure, which has to be considered as a whole entity even some parts are within the observed movement more active, some less. Cruciate ligaments are the main intrarticular stabilizers and we can say they are the major fibrous stabilizers.

Results of the experimental observations show the possibility to detect difference in the rheology of the knee joint before and after the displacement of the imperfection of anterius cruciate ligament and this supports research hypotheses. It also supports the possibility of usage of the reometer for objective diagnostics. During experiment we suggested some indicators and described what they describe. Description of these indicators is stated in chapter 6.3. In chapter 6.4, there are stated graphs of observations together with discussion of indicators compared with the results of the observations. The table with the result values of indicators is stated at the end of this work. It is not clear yet, what weight on the result has each certain structure of anterius cruciate ligament and presented interpretation of indicators is probably not final.

This work is a field study for future deep experimental studies and measures.

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. BALASZ, EA, DENLINGER, JL. *Viscosupplementation: a New Koncenpt in the Treatment of OA*. J Rheumatol 1993; 20 (Suppl 39) : p. 3-9.
2. BASSLER, G., COMBAL, J., BOUGARET, S., et al. *Effects of Chondroitin Sulfate and Interleukin 1b on Human Articular Chondrocytes Cultivated in Clusters*. Osteoarthritis Cartilage 1998; 6 : p. 196-204.
3. BASSLER, G., ROVATTI, L., FRANAKIMONT, P., et al. *Stimulation of proteoglycan Production by Glucosamine Sulfate in Chondrocytes Isolated from Human Osteoarthritis Articular Cartilage in Vitro*. Osteoarthritis Cart 1998; 6: p. 427-428.
4. BEDNÁŘOVÁ, J. *Rehabilitace po plastice předního zkříženého vazů*. Bakalářská práce. Praha, 2004.
5. BĚLOHRADSKÁ, H. *Vliv přetížení intraartikulárních a extraartikulárních struktur na změnu reologie v kolenním kloubu*. Diplomová práce. Praha, 2003.
6. CARRABA, M., PARESCE, E., ANGELIN, M. et al. *The Safety and Efficacy of Different Dose Schedules of Hyaluronic Acid in the Treatment of Painful Osteoarthritis of the Knee with Joint Effusion*. Eur. J. Rheumatol. Inflamm. 1995; 15: p. 25-31.
7. CONROZIER, T., MATHIEU, P., PIPERNO, M., et al. *Glucosamine Sulfate Significantly Reduced Cartilage Destruction in a Rabitt Model of Osteoarthritis*. Arthritis Rheum 1998; p. 41-47.
8. CRAEMER, P. et al. *Intra-articular hyaluronic Acid in OA of the Knee: an Investigation of Mechanism of Action*. Osteoarthritis Cartilage 1994; 2: 1133-1140.
9. ČECH, O.; SOSNA, A.; BARTONÍČEK, J: *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. Praha: Avicenum, 1986. 196 s.
10. ČIHÁK, R. *Obecná anatomie I*. 1. vydání. Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, n. p., 1987. 386 s.

11. DITMAR, R: *Instability kolenního kloubu*. Olomouc: Rektorát UP, 1992. 31 s. ISBN 80-7067-133-5.
12. DODGE, GR., HAWKINS, DF., JIMENEZ, A., et al. *Modulation of Aggrecan, MMP-1 and MMP-3 Production of GS in Cultured Human Osteoarthritis Articular Chondrocytes*. *Arthritis Rheum* 1999; 42 : 253.
13. DUCHOŇ, J., et al. *Lékařská chemie a biochemie*. 1. vydání. Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, n. p., 1985. 716 s.
14. DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, spol. s r. o., 2000. 664 s. ISBN 80-7169-681-1.
15. ECKSTEIN, F., MÜLLER, S., FABER, SC. et al. *Side Differences of Knee Joint Cartilage Volume, Thickness and Surface Area, and Correlation with Lower Limb Dominance - an MRI - Based Study*. *Osteoarthritis Cart.* 2002; 10: 914-921.
16. FINERMAN, GAM., NOYES, FR. *Biology and Biomechanics of the Traumatized Synovial Joint: The Knee as a Model*. 1st edition. Scottsdale: Arizona: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1991. 597 p. ISBN 0-89203-070-4.
17. FRASER, JRE., LAURENT, TC., LAURENT, CBG. *Hyaluronan: its Nature, Distribution, Functions and Turnover*. *J. Intern. Med.* 1997; 242: 27-33.
18. FUNG, YC. *Biomechanics: mechanical Properties of Living Tissues*. 2nd edition. New York: Springer-Verlag, 1993. 539 p. ISBN 0-387-97947-6.
19. GRIFFIN, LY. *Rehabilitation of the Injured Knee*. 2nd edition. Missouri: Mosby – Year Book , Inc., 1984. 341 p. ISBN 0-8016-7556-1.
20. HAVRÁNEK, A. *Klasická mechanika II*. Praha: Karolinum. 174 s.
21. HAVRÁNEK, A. *Reologie biologických materiálů*. Osobní předání, připravuje se pro tisk.
22. HELFET, AJ. *Disorders of the Knee*. 2nd edition. Philadelphia: Toronto: J. B. Lippincott Company, 1882. 504 p. ISBN 0-397-50484-5.
23. HOCHBERG, MC. *Role of Intraarticular Hyaluronic Acid Preparations in Medicinal Manegment of Osteoarthritis of the Knee* . *Sem Arthritis Rheum* 2000; 30: 2-10.

24. JALENTI, A.; DI ROSA, M. *Hyaluronic Acid Modulates Acute And Chronic Inflammation*. Agent Actions 1994; 43: 44-47.
25. JANDA, V.; PAVLŮ, D: *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993. 108 s. ISBN 80-7013-160-8.
26. JANOUT, V. *Klinická epidemiologie – nedílná součást klinických rozhodovacích procesů*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, spol s r. o., 1998. 150 s. ISBN 80-7169-353-7.
27. JANOUT, V. *Základy epidemiologie*. 1. vydání. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci, 1995. 93 s. ISBN 80-7067-442-3.
28. JAVŮREK, J: *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1986. 264 s.
29. JELEN, K., KUBOVÝ, P., LOPOT. *Komplexní reologie kolenního kloubu*. Osobní předání. Červen 2006
30. JIMENEZ, S., DODGE, GR. *The Effects of Glucosamin Sulfate on Human Chondrocyte Gene Expression*. Osteoarthritic Cartilage 1997; 5: 72.
31. JIRÁSEK, A. *Poranění měkkého kolene*. Praha: Melantrich, 1945. 623 s.
32. KARAS, V. *Biomechanika a chování pohybového systému člověka při volní motorické činnosti*. 1. vydání. Praha: Univerzita Karlova, 1978. 207 s.
33. KARAS, V., OTÁHAL, S. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. 1. vydání. Praha: Karolinum, 1991. 234 s. ISBN 80-7066-514-9.
34. KLENEROVÁ, V: *Farmakologie pohybového ústrojí*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1998. 228 s. ISBN 382-133-98
35. KUBÁT, R.; MRZENA, V: *Ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1986. 347 s.
36. LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. vydání. Praha: nakladatelství Sdělovací technika, spol s r. o., 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.
37. LISTRAAT, V., AYRAL, X., PATARNALO, T. et al. *Arthroscopic Evaluation of Potential Structure Modifying Activity of Hyaluronan (Hyalgan) in Osteoarthritis of the Knee*. Osteoarthritis Cartilage 1997; 5: 153-160.

38. MARTEL-PELLETIER, J., MINEAU, F., JOLICOEUR, FC. et al. *In Vitro Effects of Diacerhein and Rhein on Interleukin-1 and Tumor Necrosis Factor-alpha Systems in Human Osteoarthritis and Synovium*. J. Rheumatol. 1998; 25: 753-762.
39. MORREY, BF. *Reconstructive Surgery of the Joints*. 2nd edition. MN: Rochester: Mayo Foundation, 1996. 1914 p. ISBN 0-443-08982-5.
40. NĚMEČKOVÁ, A., et al. *Lékařská chemie a biochemie*. 1. vydání. Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, n. p., 1991. 661 s. ISBN 80-201-0114-4.
41. PRESTI, D.; SCOTT, JE. *Hyaluronan Medicated Protective Effect Against Cell Damage Caused by Enzymatically Produced Radicals vs Dependent on Hyaluronan Molecular Mass*. Cell. Bioten Function 1994; 12: 281-88.
42. PAVELKA, K., GATTEROVÁ, J., OLEJÁROVÁ, M. *Glucosamine Sulfate Use and Delay of Progression of Knee Osteoarthritis*. Arch. InterMed 2002, 162: 2113-23.
43. PAVELKA, K., MANOPULO, R., BRASIL, L., et al. *Double blind, Dose-effect Study of Oral Chondroitin 4,6 Sulfate 1200 mg, 800 m g, 200 mg and Placebo in the Treatment of Knee Osteoarthritis* . Litera Rheumatologica 1999; EULAR Publishers, Zürich, s. 21- 30
44. PIPERNO, M., HELLIO, M-P., CONROZIER, T. et al. *Quantitative Evaluation of Joint Space Width in Femorotibial Osteoarthritis: Comparison of Three Radiographic Views*. Osteoarthritis Cart . 1998; 6: 252-269.
45. PROKEŠOVÁ, M. *Prezentace reometru*. Prezentace, březen 2005.
46. PUNZI, L. et al. *The Influence of Intra-articular Hyaluronic Acid on PGE2 and cAMP of Synovial Fluid*. Clin Exp Rheumatol 1989; 7: 247-250 p.
47. PUTTICK, MPE., WADE, JP., CHALMERS, A. et al. *Acute Local Reactions after Intra-articular Hylan for Osteoarthritis of the Knee*. J Rheumatol 1995; 22: 1311-1314.
48. REGINSTER, Y., DEROSING, R., ROVATTI, L. et al. *Long-term Eff ect of Glucosamin Sulfate on Osteoarthritis Progression: a Randomized, Placebo-controlled Trial*. Lancet, 2001; 357: 251-25 6.

49. REVELLIERE, D., MENTZ, F., MERLE-BERAL, H. et al. *Protective Effect of CS 4,6 Sulfate on Apoptosis of Rabbit Articular Chondrocytes: Preliminary Results*. *Litera Rheumatologica* 1999; EU LAR Publishers, Zürich, s. 15-20.
50. ŘÍHA, M. *Reologie kloubu*. Prezentace, únor 2006.
51. ŘÍHA, M., KUBOVÝ, P. *Reologie kloubu in vivo*. Prezentace – příspěvek XI. Studentské vědecké konference. Praha 2006. Osobní předání.
52. SCOTT, WN. *The Knee*. Volume 1. 1st edition. Missouri: St. Louis: Mosby – Year Book, Inc., 1994. 798 p. ISBN 0-8016-6613-9.
53. SCOTT, WN. *The Knee*. Volume 2. 1st edition. Missouri: St. Louis: Mosby – Year Book, Inc., 1994. 1536 p. ISBN 0-8016-6613-9.
54. SCOTT BLAIR, GW. *An Introduction to Biorheology*. 1st edition. Amsterdam: Elsevier Scientific Company, 1974. ISBN 0-444-41160-7.
55. SETNIKAR, I., CEREDA, R., PACINI, MA. et al. *Antireactive Properties of Glucosamin Sulfate*. *Arzneimittelforschung* 1991; 41 : 157-161
56. STRÁTESKÝ, J. *Patologie*. Olomouc: EPAVA, 2001. 338 s. ISBN 80-86297-06-3.
57. SVOBODA, E. et al. *Přehled středoškolské fyziky*. 3. vyd. Praha: Prometheus, 1998. 497 s. ISBN 80-7196-116-7.
58. TRNAVSKÝ, K: *Příručka farmakoterapie revmatických chorob*. 1. vyd. Praha: Grada, 1994. 128 s. ISBN 80-85424-89-4
59. UEBELHART, D., THOMAN, EJM., ZHANG, J. et al. *Protective Effect of Exogenous Chondroitin 4,6 Sulfate in the Acute Degradation of Articular Cartilage in the Rabbit*. *Osteoarthritis Cartilage* 1998; 6:(suppl A): 6-13.
60. VALENTA, J. et al. *Biomechanika*. 1. vydání. Praha: Academia, 1985. 544 s.
61. VALENTA, J., KONVIČKOVÁ, S., VALERIÁN, D. *Biomechanika kloubů člověka*. 1. vydání. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1999. 239 s. ISBN 80-01-01943-8.
62. VÉLE, F: *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. 85 s. ISBN 80-7184-100-5.
63. VÉLE, F: *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997. ISBN 80-7169-256-5.

64. WHITING, W. CH., ZERNICKE, R., F. *Biomechanics of Musculoskeletal Injury*. 1st edition. Illinois: Champaign: Human Kinetics, 1998. 273 p. ISBN 0-87322-779-4
65. Autor neuveden. *Dynamicko – mechanická analýza*. [online]. [cit. 7. 8. 2006]. URL: www.fch.vutbr.cz/home/prikryl/praktikaeto/uloha11.doc
66. Autor neuveden. *Fyzika materiálů*. [online]. [cit. 7. 8. 2006]. URL: <http://kdf.mff.cuni.cz/veletrh/sbornik/rozsirene/Drozdz/deformace.html>
67. Autor neuveden. *Hysteresis*. [online]. [cit. 15. 7. 2006]. URL: <http://en.wikipedia.org/wiki/Hysteresis>
68. Autor neuveden. *Chondroprotektiva v léčbě osteoartrózy*. [online]. [cit. 7. 8. 2006]. URL: https://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xchg/zc/xsl/81_1541.html
69. Autor neuveden. *Chyby měření*. [online]. [cit. 16. 7. 2006]. URL: <http://protokoly.hyperlink.cz/tisk10.htm>
70. Autor neuveden. *Chyby měření*. [online]. [cit. 16. 7. 2006]. URL: <http://www.kfy.vslib.cz/kfy/vyuka/fyp/ostatni/pokyny/chyby.htm>
71. Autor neuveden. *Křivky plastické deformace – technická praxe*. [online]. [cit. 7. 8. 2006]. URL: http://kdf.mff.cuni.cz/veletrh/sbornik/rozsirene/Drozdz/krivky_tech_n_praxe.html
72. Autor neuveden. *Provozní hmoty*. [online]. [cit. 15. 7. 2006]. URL: <http://216.239.59.104/search?q=cache:CqtHZH>
73. Autor neuveden. *Stanovení dynamické viskozity kapalin*. [online]. [cit. 15. 7. 2006]. URL: fyzika.ft.utb.cz/ucebni/fyzika2/lab/10viskozita.pdf
74. Autor neuveden. *Stanovení reologických parametrů tiskových barev*. [online]. [cit. 15. 7. 2006]. URL: www.upce.cz/priloha/kpf-reologickeparametry
75. Autor neuveden. *Traumatologie*. [online]. [cit. 1. 6. 2006]. URL: www.volny.cz/bronskyj/ortopedie/Orto-13.doc
76. Autor neuveden. *Univerzální zkušební zařízení Zwick Z 010 pro tah, ohyb a tlak*. [online]. [cit. 7. 8. 2006]. URL: www.fch.vutbr.cz/home/prikryl/praktikaeto/uloha6.doc

77. Autor neuveden. *Viscoelasticity*. [online]. [cit. 15. 7. 2006]. URL: <http://en.wikipedia.org/wiki/Viscoelastic>
78. Central Chemical Consulting. *Rheology: rheology and its terminology*. [online]. [cit. 15. 7. 2006]. URL: <http://www.chem.com.au/science/rheology/rheology2/>
79. MILITKÝ, J. *Tření*. [online]. [cit. 7. 8. 2006]. URL: <http://skripta.ft.tul.cz/data/2006-03-22/09-32-02.pdf>
80. OTÁHAL, S. *Kolenní kloub*. [online]. [cit. 24. 5. 2006]. URL: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/dk_stehno_kolenni.php
81. OTÁHAL, S. *Membrum inferius*. [online]. [cit. 24. 5. 2006]. URL: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/kineziologie/special_dolni_membrum.php
82. OTÁHAL, S. *Reologické vlastnosti biologických struktur* [online]. [cit. 15. 3. 2006]. URL: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_reologicke.php
83. OTÁHAL, J. *Mechanické vlastnosti – obecně*. [online]. [cit. 15. 3. 2006]. URL: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_obecne.php
84. OTÁHAL, J. *Mechanické vlastnosti šlach a vazů* [online]. [cit. 15. 3. 2006]. URL: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_tkane_vaz.php
85. OTÁHAL, J. *Mechanické vlastnosti chrupavky* [online]. [cit. 15. 3. 2006]. URL: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_tkane_chrupavka.php
86. OTÁHAL, J. *Mechanické vlastnosti kostní tkáně* [online]. [cit. 15. 3. 2006]. URL: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_tkane_kostni.php
87. PENDI. *Viskozita*. [online]. [cit. 15. 7. 2006]. URL:

- <https://biofyzika.lfp.cuni.cz/file.php/1/referaty/11-Viskozita.ppt>
88. PŘÍBORSKÝ, P. *Potlačení tření v servomechanismu*. [online]. [cit. 7. 8. 2006].
URL: <http://www.volny.cz/priborik/files/dipl.pdf>
89. ŠUMOVIČ, V. *Modelování šíření elastických vln v nehomogenním prostředí*.
[online]. [cit. 7. 8. 2006]. URL:
<http://www-troja.fjfi.cvut.cz/~sumova/skola/dipl6.pdf>
90. Technická univerzita v Liberci. Textilní fakulta. *Reologie*. [online]. [cit. 15. 3. 2006]. URL: www.ft.vslib.cz/database/skripta/data/2003-04-03/08-53-23.pdf
91. TVRDÍKOVÁ, H. *Konstrukce zařízení pro měření pasivních odporů v kolenním kloubu* [online]. [cit. 15. 3. 2006]. URL:
<http://64.233.179.104/search?q=cache:cO7cKJE9ZSYJ:www.ftvs.cuni.cz/pds/konference2/Sekce%25202/S-2-Tvrd%C3%ADkov%C3%A1%2520Hedvika.doc+%22hysterezn%C3%AD+k%C5%99ivka%22&hl=cs&ct=clnk&cd=32>
92. Univerzita Karlova. Farmaceutická fakulta. Katedra biofyziky a fyzikální chemie. *Reologie*. [online]. [cit. 15. 3. 2006]. URL:
www.faf.cuni.cz/docs/study/syllabs/bakalar/bioanalytika/fyz/biofyzika/Reologie.pdf

10 SEZNAM ZKRATEK

ACL	přední zkřížený vaz
CNS	centrální nervová soustava
CS	chondroitin sulfát
DMOADs	chorobu modifikující léky pro osteoartrózu
EMG	elektromyografie
GS	glukosamin sulfát
HA	kyselina hyaluronová
IL – 1	interleukin 1
inj	injekce
KK	kolenní kloub
MBF	m. biceps femoris
MCL	vnitřní postranní vaz
MQF	m. quadriceps femoris
MZ ČR	Ministerstvo zdravotnictví České republiky
NSZPL	nesteroidní protizánětlivé léky
OA	osteoartróza
RTG	rentgen
SADOA	pomalou působící léky na osteoartrózu
SYSADOA	symptomaticky pomalu působící léky na osteoartrózu
VR	vnitřní rotace
ZR	zevní rotace
ZZV	zadní zkřížený vaz

12 PŘÍLOHY

Tab. č. 3: Číselné hodnoty měřených parametrů

Číslo měření	Moment síly v 0°	Moment síly v 90°	Směrnice regresní přímky (K)	α_0	Disipovaná energie	Účinnost (η)	Interval α_0
	[N. m]	[N. m]		[°]	[J]		[°]
Z 1	-0,79	1,03	0,98	21,77	0,70	0,38	20,74
Z 2	-1,14	1,13	1,30	30,60	0,62	0,46	18,79
Z 3	-1,39	0,94	1,28	32,26	0,72	0,41	19,19
Z 4	-0,85	0,76	0,76	15,70	0,38	0,58	8,02
N 1	-1,52	0,93	0,69	10,03	0,83	0,38	23,66
N 2	-0,97	0,94	0,96	47,84	0,66	0,29	40,62
N 3	-1,27	0,82	1,30	38,22	0,86	0,37	22,92
N 4	-0,34	1,03	0,73	9,68	0,33	0,67	10,54

Z 1 – 4 Číslo měření zdravé končetiny; N 1 – 4 číslo měření nemocné končetiny